

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktorin: Prof. Dr. A. Wichelhaus

**Analyse der Belastungen im Zahnschmelz beim  
Entfernen orthodontischer Brackets  
mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Philipp Winterhalder  
aus Bad Säckingen  
2013

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Berichterstatter:	PD Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. Jürgen Manhart Prof. Dr. med. dent. Gabriele Kaeppler
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Mündliche Prüfung:	24.06.2013

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>2</b>
2.1	Bracketsysteme . . . . .	2
2.2	Edgewise-Technik . . . . .	3
2.2.1	Straight-Wire-Technik . . . . .	3
2.2.2	Lingual-Technik . . . . .	4
2.2.3	Indikationen für Behandlungen mit bracketgestützten Systemen . . . . .	4
2.3	Karies und parodontale Schäden bei orthodontischer Behandlung . . . . .	4
2.4	Befestigungsarten für Brackets am Zahn . . . . .	6
2.5	Frühzeitiger Bracketverlust . . . . .	9
2.6	Bracketentfernung und damit verbundene Zahnschäden . . . . .	10
<b>3</b>	<b>Fragestellung</b>	<b>15</b>
<b>4</b>	<b>Theoretische Grundlagen</b>	<b>17</b>
4.1	Finite-Elemente-Methode . . . . .	17
4.1.1	Geschichte der Finite-Elemente-Methode . . . . .	17
4.1.2	Funktionsprinzip der Finite-Elemente-Methode . . . . .	17
4.2	Werkstoffkunde . . . . .	19
4.2.1	Elastizität . . . . .	20
4.2.2	Querkontraktionszahl . . . . .	21
4.2.3	Isotropie . . . . .	21
4.2.4	Anisotropie . . . . .	23
4.2.5	Homogenität . . . . .	23
4.2.6	Inhomogenität . . . . .	24
<b>5</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>26</b>
5.1	Computertomographie . . . . .	26
5.2	Visualisierung . . . . .	27
5.3	Reverse Engineering . . . . .	28
5.4	Computer-Aided Design (CAD) Modellbildung . . . . .	30
5.5	Finite-Elemente-Methode (FEM) und Berechnungsmodelle . . . . .	33
5.6	Materialeigenschaften . . . . .	34
5.7	Statistische Auswertung . . . . .	37
5.8	Simulationsreihen . . . . .	37
5.8.1	Scherkraft . . . . .	38
5.8.2	Kompression . . . . .	40

5.8.3	Bracket oro-vestibulär . . . . .	42
5.8.4	Bracket mesio-distal . . . . .	44
5.8.5	Zug . . . . .	46
<b>6</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>48</b>
6.1	Statistische Verfahren . . . . .	48
6.2	Ergebnisse für Scherkraft . . . . .	48
6.3	Ergebnisse für Kompression . . . . .	52
6.4	Ergebnisse für Drehung Achse oro-vestibulär . . . . .	56
6.5	Ergebnisse für Drehung Achse mesio-distal . . . . .	60
6.6	Ergebnisse für Zug . . . . .	64
6.7	Betrachtung der Spannungsverhältnisse . . . . .	67
6.8	Belastung des Schmelzes bei unterschiedlichen Belastungsarten . .	70
6.9	Belastung im Komposit bei unterschiedlichen Belastungsarten . .	72
6.10	Belastung im Parodont bei unterschiedlichen Belastungsarten . . .	74
6.11	Belastung im Knochen bei unterschiedlichen Belastungsarten . . .	76
6.12	Ergebnistabelle . . . . .	78
<b>7</b>	<b>Diskussion</b>	<b>79</b>
7.1	Bezug zur Praxis und Einsatz der Finite-Elemente-Methode . . . .	79
7.2	Entfernung von Brackets durch eine Abscherkraft . . . . .	83
7.3	Entfernung von Brackets durch Kompression der Bracketflügel . .	84
7.4	Entfernung von Brackets durch Drehung um die oro-vestibuläre Achse . . . . .	86
7.5	Entfernung von Brackets durch Drehung um die mesio-distale Achse	87
7.6	Entfernung von Brackets durch Zugkraft . . . . .	89
<b>8</b>	<b>Schlussfolgerung</b>	<b>91</b>
<b>9</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>92</b>
9.1	Ziel . . . . .	92
9.2	Material und Methodik . . . . .	92
9.3	Ergebnisse . . . . .	92
9.4	Schlussfolgerung . . . . .	93
<b>10</b>	<b>Literatur</b>	<b>94</b>
<b>11</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>100</b>
<b>12</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>100</b>
<b>13</b>	<b>Danksagung</b>	<b>103</b>



## 1 Einleitung

Die Kieferorthopädie ist ein Teil der Zahnheilkunde und dient der Prävention, Diagnose und Therapie von Zahnfehlstellungen. Ursache für Zahnfehlstellungen können verlagert angelegte Zähne, nichtangelegte Zähne, überzählige Zähne, Zahnverlust sowie unausgeglichenes Kieferwachstum und Parafunktionen sein. Zur kieferorthopädischen Therapie stehen herausnehmbare Apparaturen, beispielsweise Dehnplatten und festsitzende Apparaturen, beispielsweise Multibandapparaturen, zur Verfügung. Dabei ist eine kontrollierte, körperliche Bewegung der Zähne nur mit festsitzenden Apparaturen möglich. Häufig wird daher zur Behandlung von Zahnfehlstellungen eine Multibandapparat eingesetzt. Die Multibandapparat besteht aus Brackets, welche am Zahn befestigt sind, sowie einem Bogen, der diese Brackets miteinander verbindet. Zur Befestigung der Brackets am Zahn kommen Komposite oder Zemente zur Anwendung. Die Brackets werden bei Behandlungsende, Behandlungsabbruch, oder ungewollt durch Kaukräfte vom Zahn abgelöst. Zur Bracketentfernung wird die applizierte Kraft soweit erhöht bis es zu einem Materialversagen im Bracket, Befestigungsmaterial oder Zahnschmelz kommt. Regelmäßig treten im Rahmen dieser Entfernung Beschädigungen im Zahnschmelz auf. Diese Defekte sind in der Ausdehnung variabel und für den Individualfall nicht vorhersehbar. Sie können von mikroskopischen Defekten bis hin zur kompletten Fraktur der Zahnkrone reichen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Bracketsysteme

Zur körperlichen Bewegung von Zähnen wird ein unverschieblicher Kraftansatz am Zahn benötigt. Diese Aufgabe übernehmen in Multibandapparaturen Brackets, oder Metallbänder welche durch Adhäsivtechnik, oder mittels konventionellen Zementen an den Zähnen befestigt werden. Durch die Fortschritte der Adhäsivtechnik [10] können in der Realisierung der Behandlungsapparatur zunehmend Brackets statt Metallbändern verwendet werden. Durch die geringe Kontaktfläche zum Zahn wirkt sich dies positiv auf die Parodontalhygiene sowie die Kariesprophylaxe aus. Als Material für die Herstellung von Brackets dient Metall oder Keramik. Die Formgebung für die Bracketbasis erfolgt möglichst kongruent zur Oberfläche des entsprechenden Zahnes. An der Bracketbasis setzen an jedem Bracket 2 Bracketflügel an, welche zusammen die Führungsrinne für den Drahtbogen ausbilden. Diese Führungsrinne wird als Bracketslot bezeichnet. Dieser Bracketslot kann zur Transversalebene geneigt sein, hierfür werden je nach Bracketsystem Durchschnittswerte oder patientenindividuelle Werte verwendet. Der Bogen wird im Bracketslot durch eine integrierte Mechanik, eine Ligatur aus Gummi, oder eine Ligatur aus Draht befestigt. Je nach gewünschter Zahnbewegung können diese Ligaturen eine Verschiebung entlang des Bogens zulassen, oder gezielt unterbinden. Das Prinzip der orthodontischen Behandlung besteht nun darin, dass die Zähne durch das Bracket kontrolliert entlang des Bogens geführt werden und somit letztlich die bestmögliche Zahnstellung erreicht wird. Im Verlauf der Behandlung werden die Bögen mehrfach ausgetauscht, da beispielsweise zum Behandlungsbeginn die Nivellierung der Zahnreihe mit einem hochflexiblen Bogen erfolgen sollte und in der Endphase der Behandlung durch einen starken Bogen die definitive Zahnposition vorgegeben wird.

## 2.2 Edgewise-Technik

Die Edgewise-Technik wurde 1928 von Angle eingeführt. Die Brackets der Edgewise-Technik haben einen Bracketslot welche für jeden Zahn eine einheitliche, im Bezug zur Transversalebene nicht physiologische Neigung aufweisen. Die Neigung der Zähne zur Transversalebene wird daher bei der Edgewise-Technik durch eingearbeitete Biegungen definiert. 1966 wurden von Charles Henry Tweed folgende Biegungen des Bogens definiert: Biegungen 1. Ordnung (horizontale Biegungen), Biegungen 2. Ordnung (vertikale Biegungen) und Biegungen 3. Ordnung (Torque). Bei der Edgewise-Technik ist somit die gesamte Behandlungsinformation bezüglich der Zahnneigung in der Form des Bogens enthalten. Dies führt zu einer großen Bandbreite an Behandlungsoptionen, jedoch ist das manuelle Biegen der Bögen aufwändig, schlecht reproduzierbar, relativ ungenau und mit einem entsprechend hohen Fehlerpotential behaftet.

### 2.2.1 Straight-Wire-Technik

Die Straight-Wire-Technik wurde 1970 von Andrews und Roth eingeführt. Die Straight-Wire-Technik verwendet gerade Bögen. Die Information der Biegungen 1., 2. und 3. Ordnung sind in der Neigung der Bracketslots zur Bracketbasis enthalten. Durch die Verwendung gerader Bögen entfallen manuelle Biegungen. Dies verkürzt die Behandlungszeit beim Einbringen der Multibandapparatur und insbesondere beim Wechsel der Behandlungsbögen. Die im Bracket maschinell eingearbeiteten Biegungen 1., 2. und 3. Ordnung sind im Vergleich zu manuellen Biegungen des Bogens wesentlich genauer und können sehr gut reproduziert werden, beispielsweise beim Verlust eines Brackets. Somit reduziert die Straight-Wire-Technik das Fehlerpotential der orthodontischen Behandlung.



### 2.2.2 Lingual-Technik

Die Lingualtechnik wurde Ende der Siebziger von Kurz eingeführt. Bei der Lingualtechnik werden die Brackets im Unterkiefer lingual und im Oberkiefer palatinal an den Zahn angebracht. Die hohe Variabilität der oralseitigen Zahnflächengeometrie erfordert oft die patientenindividuelle Anfertigung der Brackets. Da die Apparatur in vielen alltäglichen Situationen nicht zu sehen ist wird die Lingualtechnik hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht. Der Patient muss in der Planungsphase dieser Behandlungsmethode auf die Mehrkosten der individuellen Bracketanfertigung hingewiesen werden.

### 2.2.3 Indikationen für Behandlungen mit bracketgestützten Systemen

Eine kieferorthopädische Behandlung mit einer Multibandapparatur ist indiziert wenn ein, oder mehrere Zähne körperlich bewegt werden müssen. Häufige Indikationen sind Lückenschluss, Bisshebungen, Bissenkungen, sowie die Harmonisierung der Okklusionskurve. Multibandapparaturen können aber auch im Rahmen einer geplanten Umstellungsosteotomie zur prächirurgischen Dekompensation eingesetzt werden. Ebenso sind Extrusionen von intrudierten oder retinierten Zähnen möglich. Um ein optimales Behandlungsergebnis zu erzielen, können Multibandapparaturen mit Aufbissen, Gummizügen oder Federzügen kombiniert werden.

### 2.3 Karies und parodontale Schäden bei orthodontischer Behandlung

Karies ist eine Infektionskrankheit, welche durch chemoparasitäre Prozesse die Zahnhartsubstanz zerstört [37]. Durch das Anbringen von Brackets oder Bändern an den Zahn bilden sich Bereiche, die der Selbstreinigung und der Mundhygiene erschwert zugänglich sind. Bei der Therapie mit einer Multibandapparatur steigt das Kariesrisiko daher deutlich an [1, 53]. Eine suffiziente Mundhygiene zu Beginn der Therapie ist daher als notwendige Behandlungsbedingung

anzusehen. Befestigungsmaterialien die Fluorid freisetzen, reduzieren das Auftreten von kariösen Läsionen während der Behandlung [6, 14]. Eine weitere, wenn auch klinisch nicht verbreitete, Methode den Zahnschmelz im Bereich der Bracketbasis resistenter gegen Karies zu machen, stellt nach Souza et al. die Bestrahlung des Zahnschmelzes mit einem CO<sub>2</sub>-Laser dar [17]. Der Patient selbst kann das Kariesrisiko durch regelmäßige Anwendung von fluoridhaltigem Zahngel vermindern [6, 56]. Das Risiko von Karies im bracketnahen Bereich ist auch bei einer überschießenden Schmelzätzung erhöht, da diese Flächen später nicht von der Bracketbasis geschützt werden und einer verstärkten Demineralisation unterliegen. Dies geht aus der Untersuchung von Knosel et al. an 90 extrahierten Zähnen hervor [31]. Aus kariesprophylaktischen Gründen muss die Fläche der Säureätzung daher auf die Abmessung der Bracketbasis beschränkt sein.

Die Multibandapparatur übt auf die Wurzel, das Parodont und den umliegenden Knochen eine Kraft aus. Im Rahmen der physiologischen Belastbarkeit ist dies erwünscht, um im Knochen Umbauvorgänge zu induzieren und letztlich eine Änderung der Zahnstellung herbeizuführen. Unabdingbare Voraussetzung hierfür ist die Entzündungsfreiheit des Parodonts. Wird ein entzündetes Parodont mit einer orthodontischen Kraft belastet, so kommt es innerhalb kurzer Zeit zu starkem, teilweise irreversiblen Attachmentverlust. Besteht bei kieferorthopädischem Behandlungsbedarf zeitgleich eine Parodontitis, ist diese im Vorfeld der orthodontischen Therapie zu behandeln. Durch die erschwerte Dentalhygiene kann es jedoch auch bei anfänglich parodontalgesunden Patienten während der Behandlungsdauer zur Ausbildung einer parodontalen Erkrankung kommen. Während der Tragedauer einer Multibandapparatur ist daher eine fortlaufende Diagnostik bezüglich einer eventuell bestehenden Parodontitis zu betreiben. Progrediente parodontale Läsionen stellen dabei eine Indikation zum vorzeitigen Behandlungsabbruch dar. Eine übermäßige Krafteinleitung

zur Zahnbewegung kann ebenfalls eine Beschädigung des Parodonts bewirken. Durch pathologischen Umbau des parodontalen Ligaments, der sogenannten Hyalinisierung, sistiert die Zahnbewegung und macht damit ein Fortschreiten der Therapie unmöglich. In einer Literaturrecherche von Böhl et al. zeigte sich eine unbefriedigende Datenlage zu diesem klinisch bedeutsamen Phänomen [61]. Selbst bei geringen Kräften von 0,05 N kann es zu einer hyalinen Umwandlung des Parodonts kommen. Jedoch scheint sich eine sich langsam steigende Kraftapplikation günstiger auf die Prävention auszuwirken, als eine von Beginn an konstante Kraft [60]. Die Hyalinisierung stellt insbesondere eine Gefahr dar, wenn bei Unkenntnis des Sachverhaltes das Sistieren der Zahnbewegung auf eine zu geringe Kraft zurückgeführt wird und durch eine weitere Krafterhöhung einen *circulus vitiosus* entsteht. Die weitere Übererhöhung der Kraftapplikation wäre neben dem Ausbleiben der Zahnbewegung auch mit einem erhöhten Risiko für Wurzelresorptionen verbunden. Bei lang bestehenden Parodontalerkrankungen können Änderungen der Zahnstellung mit entsprechenden funktionellen und ästhetischen Einschränkungen entstehen. Bei bestehender Entzündungsfreiheit kann die Zahnstellung durch eine orthodontische Therapie verbessert werden. Ob durch die gezielte Zahnbewegung sogar ein Attachmentgewinn erreicht werden kann ist umstritten [4, 9].

### 2.4 Befestigungsarten für Brackets am Zahn

Brackets und Metallbänder können durch die Adhäsivtechnik, oder mittels Glasionomierzementen an der Zahnoberfläche befestigt werden. Für die Auswahl des Befestigungsmaterials sollte in der Entscheidung, neben der klinischen Situation, auch die zu erwartende Belastung und die Tragedauer der orthodontischen Apparatur Berücksichtigung finden. Eventuell vorhandene Materialunverträglichkeiten müssen im Vorfeld der Behandlung erfragt werden und können die Materialauswahl entsprechend einschränken. Grundlage für die adhäsive Befestigung von Brackets am Zahn stellt die 1955 von Buonocore einge-

fürte Säureätztechnik dar [10]. Der adhäsive Haftverbund kommt dabei durch eine polymerisierte Adhäsivschicht zu Stande, welche an der Zahnseite mikro-mechanisch in den Retentionen des Ätzmusters auf der Schmelzoberfläche verankert ist. Die Ätzung des Zahnschmelzes kann durch separate Säureapplikation, saure Adhäsivmonomere, oder durch Laserätzung erfolgen.

Für den separaten Säureätzvorgang wird 37%ige Phosphorsäure aufgetragen und nach einer Einwirkdauer von 60-120 Sekunden wieder entfernt. Bei der Verwendung von sauren Adhäsivmonomeren spricht man von selbstätzenden Adhäsivsystemen, die sauren Monomere verbleiben nach der Applikation auf dem Zahn und werden in den Polymerverbund integriert. Die Meta-Analyse 5 klinischer Untersuchungen zeigte für Adhäsivsysteme mit separatem Säureätzvorgang geringfügig höhere Haftwerte, als für selbstätzende Adhäsivsysteme. Vorteil der selbstätzenden Adhäsivverfahren war dabei ein Zeitgewinn von durchschnittlich 23 Sekunden pro Bracket [20]. Ein Vergleich zwischen separater Säureätzung und Laserätzung sowie deren Kombination wurde von Lasmar et al. durchgeführt [32]. Dabei zeigte die alleinige Laserätzung im Vergleich zur Säureätzung merklich schlechtere Haftwerte des Komposits. Wurde der Laser allerdings zusätzlich zum Säureätzvorgang angewendet, so steigerte dies die Festigkeit des adhäsiven Verbundes über die der alleinigen Säureätzung hinaus. Der Verbund zur Bracketbasis wird bei der adhäsiven Befestigung erzielt, indem das Befestigungskomposit an makromechanischen Retentionen, oder an Haftsilanen ansetzt.

Um im adhäsiven Verbund eine hohe Festigkeit zu erzielen, müssen lichthärtende Komposite maximal polymerisiert werden. Die Polymerisationsrate hängt von der Lichtleistung der Lichthärtelampe und der Dauer der Lichtapplikation ab. Die Leistung der Lichthärtelampe variiert je nach Hersteller und Modell. Solange die Dauer der Lichteinwirkung ausreichend ist, hat die Variation

der Lichtleistung nach einer Untersuchung von Pinto et al. keine Auswirkung auf die Endfestigkeit des Verbundes [45]. Durch Steigerung der Lichtleistung kann die Polymerisationsdauer bei Halogenlampen bis auf 6 Sekunden, bei LED-Lampen bis auf 10 Sekunden, reduziert werden. Die Verbundfestigkeit bleibt dabei im Vergleich zum konventionellen Lichthärteprotokoll unverändert hoch [11]. Unabdingbare Voraussetzung für die Anwendung der Adhäsivtechnik ist eine Trockenlegung der Zähne. Dies wird meist durch das Einlegen von Watterollen erreicht, alternativ kann ein Kofferdam angelegt werden. Der Behandlungsaufwand für die aufeinanderfolgenden Arbeitsschritte und die hohe Anfälligkeit bei Fehlern im Verarbeitungsprotokoll sind Nachteile der Adhäsivtechnik.

Der Haftmechanismus von Glasionomerzementen beruht auf chemischen Wechselwirkungen zwischen der enthaltenen Polyacrylsäure und den mineralischen Bestandteilen des Zahnschmelzes. Der Verbund zum Bracket wird durch Unterschnitte in Retention an der Bracketbasis hergestellt. Die Vorteile der Glasionomerzemente liegen neben der Fluoridfreigabe in ihrem einfachen Verarbeitungsprotokoll und einer geringeren Anfälligkeit für Verarbeitungsfehler. Im Sonderfall kann auch eine Zahnbildungsstörung, wie beispielsweise Amelogenesis imperfecta dazu führen, dass eine adhäsive Bracketverankerung nur unbefriedigend möglich ist, oder gar ausgeschlossen werden muss. Als Alternative stehen für diese Patienten Metallbänder für sämtliche Zähne zur Verfügung. Bei der Befestigung von Metallbändern sind Glasionomerzemente die Materialien der Wahl, da hier eine Trockenlegung aufwändig wäre und durch die große Kontaktfläche die Festigkeit des Verbundes prinzipiell ausreichend hoch ist. Ein weiteres Anwendungsgebiet für Glasionomerzement ist die Anfertigung kieferorthopädischer Aufbisse. Der Vergleich zwischen den Haftwerten von konventionellen Glasionomerzementen, resinmodifizierten Zementen und rein adhäsiven Zementen erfolgte in mechanischen in-vitro Untersuchungen

von Alegra et al und Pereira et al. [2, 44]. Dabei zeigten konventionelle Glasionomerzemente die geringsten Haftwerte, resinmodifizierte Glasionomerzemente moderate Haftwerte und rein adhäsive Zemente die höchsten Haftwerte. Die Übertragung dieser Ergebnisse ist auf die klinische Situation jedoch nur eingeschränkt möglich. So konnten Mickenautsch et al. in der Meta-Analyse mehrerer in-vivo Studien innerhalb des ersten Behandlungsjahres keine signifikanten Haftunterschiede zwischen resinmodifizierten Glasionomerzementen und rein adhäsiven Zementen feststellen [36]. Innerhalb der rein adhäsiven Zemente zeigen lichthärtende Materialien gegenüber rein chemisch härtenden Materialien höhere Haftwerte [50]. Eine weitere Steigerung der Verbundfestigkeit durch eine Oberflächenbehandlung der Bracketbasen ist nicht möglich [2]. Allerdings lässt sich nach der Untersuchung von Borges et al. durch das Vorwärmen des Befestigungskomposit die Verbundfestigkeit zwischen Bracket und Schmelz signifikant steigern [7]. Der hohe Haftwert eines adhäsiven Verbundes scheint sich auch durch die Verweildauer im Mund des Patienten nicht signifikant abzuschwächen [12, 23].

## **2.5 Frühzeitiger Bracketverlust**

Ein frühzeitiger Bracketverlust tritt ein wenn die Belastung des Brackets höher ist als die Verbundfestigkeit zwischen Zahn, Befestigungsmaterial und Bracket. Die Gründe für ungewollten Bracketverlust sind daher in einer überhöhten Belastung des Brackets, einer verminderten Verbundfestigkeit, oder in einer Kombination beider Faktoren zu suchen. Zu einer Überbelastung des Brackets kann es kommen, wenn sich im Rahmen der Zahnbewegungen, oder durch Parafunktionen der Kaumuskulatur auf dem Bracket direkte Okklusionskontakte ausbilden. Auch ein einmaliges Ereignis, wie das Beißen auf ein hartes Material, kann zu einem Verlust des Brackets führen. Die Verbundfestigkeit wird durch das verwendete Befestigungsmaterial, sowie durch das Verarbeitungs-

protokoll begrenzt. Insgesamt zeigen adhäsiv befestigte Brackets jedoch eine geringe Rate an frühzeitigem Bracketverlust und haben sich damit in der kieferorthopädischen Patientenbehandlung bewährt [38]. Die deutlichen Auswirkungen von Abweichungen beim Verarbeitungsprotokoll wurde von Romano et al. untersucht [50]. In der Studie an 20 Patienten traten bei der Nichtverwendung des adhäsiven Primers 350% mehr Bracketverluste auf, als bei Brackets welche durch das reguläre Verarbeitungsprotokoll befestigt wurden. Eine weitere Quelle verminderter Haftstärke kann eine durch das Bleichen von Zähnen veränderte Schmelzoberfläche darstellen. In den Untersuchungen von Martins et al. und Ozoe et al. traf dies besonders zu, wenn die Bracketbefestigung in kurzem Abstand auf das Bleichen der Zähne erfolgte [35,42]. Zur Wiederbefestigung von adhäsiv befestigten Brackets sollte die Zahnfläche erneut angeätzt werden, eine Vorbehandlung durch Sandstrahlen der Schmelzoberfläche führt jedoch zu keiner Steigerung der Verbundfestigkeit. Bei einer Vorbehandlung der Schmelzoberfläche durch Sandstrahlen ist bei der Entfernung des Brackets mit vermehrten Bondingrückständen am Zahn zu rechnen [43].

### **2.6 Bracketentfernung und damit verbundene Zahnschäden**

Wurde mit der Multibandapparatur das Behandlungsziel erreicht, so müssen die Metallbänder und Brackets entfernt werden. Nichtkontrollierbare kariöse oder parodontale Läsionen, traumatische Gewalteinwirkung, oder Ablehnung der Apparatur seitens des Patienten können eine Entfernung der Brackets aber auch vor Behandlungsende notwendig machen. Zur Bracketentfernung wird mit Hilfe einer Zange eine Kraft auf das Bracket ausgeübt, die stärker ist als die Verbundfestigkeit zwischen Zahn, Befestigungsmaterial und Bracket. Während der Kraftapplikation weiß der Behandler allerdings nicht, in welcher der Strukturen das Materialversagen auftreten wird. Erst nachdem sich der induzierte Schaden eingestellt hat, kann eine Evaluation erfolgen. Durch diese Unvor-



Abbildung 1 : Unkomplizierte Fraktur von Zahn 33 beim Debonding-Versuch eines adhäsiv befestigten orthodontischen Brackets [39]

hersehbarkeit der Kraftauswirkung kann es zu schweren Zahnbeschädigungen kommen. Naini et al. berichteten von einem 19-Jährigen Patienten der im Rahmen Bracketentfernung eine Fraktur der Eckzahnkrone erlitten hat [39].

Glücklicherweise beschränken sich Beschädigungen der Zähne durch Bracketentfernung aber in den meisten Fällen auf die Schmelzfläche, welche den Verbund mit der Bracketbasis herstellte. Zu den Schäden kommt es, da eine Trennung des Haftverbundes exakt zwischen Adhäsiv und Zahnschmelz bei der Bracketentfernung praktisch nie auftritt. Somit kommt es zu oberflächlichen Schmelzausrissen, oder es verbleiben Adhäsivreste auf dem Zahn. Auch eine Kombination von Schmelzausrissen und Adhäsivresten ist möglich. Das Ausmaß der Adhäsivrückstände kann durch den von Artun et al. eingeführten Adhesive Remnant Index (ARI) klassifiziert werden [3]. Die Auswirkung der Bracketentfernung auf den angrenzenden Zahnschmelz kann in mechanischen Belastungstests untersucht werden. Meist handelt es sich dabei um in-vitro Untersuchungen, welche an extrahierten humanen oder bovinen Zähnen durchgeführt werden.



Klocke et al. untersuchte an 90 extrahierten Zähnen die Unterschiede zwischen Scherkräften, die an wahlweise der Bracketbasis, dem Bracketslot und den Bracketflügeln ansetzten [29]. Die Kraft die zum Abscheren aufgewendet werden musste war bei direktem Ansatz an der Bracketbasis höher, als beim Kraftansatz am Slot, oder an den Bracketflügeln. Die Adhäsivrückstände an der Schmelzoberfläche waren beim Ansatz an der Bracketbasis am geringsten und beim Kraftansatz an den Bracketflügeln am höchsten. In einer weiteren Arbeit untersuchte Klocke et al. den Einfluss der Geschwindigkeit der Abscherung auf das Versagen des Haftverbundes. Bei der statistischen Auswertung ergab sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit der Abscherung und der maximalen Belastbarkeit des Haftverbundes [28].

In einer dritten Arbeit untersuchte Klocke et al. die Auswirkungen der Richtung der Kraft beim Abscheren von Brackets. Die Untersuchung wurde an 150 extrahierten bovinen Zähnen mit adhäsiv befestigten Brackets durchgeführt. Die Kraft wurde im Bereich zwischen Bracketbasis und oberem Bracketflügel aufgebracht. Dabei wurde der Winkel der Kraft im Bezug zur Längsachse des Zahnes zwischen  $-15^\circ$  (nach oral) und  $45^\circ$  (nach vestibulär) eingestellt. Die Auswertung der Messergebnisse zeigte einen Zusammenhang zwischen Krafrichtung und maximaler Verbundfestigkeit. Je mehr die abscherende Kraft zum Zahn hin gerichtet war, desto größer war die Kraft die zum Lösen des Haftverbundes benötigt wurde und desto geringer waren die Adhäsivreste an der Schmelzoberfläche [30].

Bei der mechanischen Entfernung von Adhäsivrückständen ist es oberstes Ziel die angrenzende Zahnschmelze zu schonen. Nach der Studie von Baumann et al. ist es empfehlenswert für diesen Behandlungsschritt eine dentale Lupenbrille mit zusätzlicher Lichtquelle zu verwenden [5]. Dies führte zu weniger verbleibenden Materialresten und minderte den Verlust an Zahnhartsubstanz

signifikant. Nach der Untersuchung von Ryf et al. spielt die Auswahl des dabei verwendeten Poliersystems eine untergeordnete Rolle [52].

Neben der Kraftapplikation mit einer kieferorthopädischen Zange kann durch eine Wärmeapplikation die Verbundfestigkeit insbesondere im Befestigungsmaterial herabgesetzt werden und somit die Entfernung erleichtert werden. Die Wärmeanwendung zeigt eine gute Patientenakzeptanz und wirkt sich günstig auf die Schonung des Schmelzes aus [57]. In der Untersuchung von Rueggeberg et al. verursachten die erwärmten Metallbrackets im Vergleich zu den nichterwärmten Brackets bei der Entfernung keine Schmelzausrisse [51]. Dabei bestand zwischen dem Füllkörpergehalt der Befestigungskomposite und notwendiger Temperatur ein direkter Zusammenhang. Bei gegebener Temperaturerhöhung benötigten Keramikbrackets im Vergleich zu Edelstahlbrackets zum Ablösen die doppelte Zeitdauer. Eine Pulpenschädigung durch Hitzeeinwirkung ist bei den thermo-mechanischen Verfahren nach der histologischen Untersuchung von Dovgan et al. nicht zu erwarten [19]. Neben der Verwendung konventioneller elektrischer Wärmequellen können keramische Brackets auch durch einen CO<sub>2</sub> Laser direkt erwärmt werden. Das Drehmoment welches zur Bracketentfernung benötigt wird kann sich somit um den Faktor 25 verringern [58].

Die Entfernung orthodontischer Bracket wurde in mehreren Arbeiten auch mit Hilfe von Computerberechnungen analysiert. In einer Untersuchung von Lin et al. wurden mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode triangulare und rechteckige Bracketbasen und deren Auswirkung auf die Belastung des Zahnschmelzes verglichen [34]. Die einwirkende Kraft wurde als Scherkraft, Drehmoment oder Zugkraft appliziert. Die Analysen wurden an Modellen für den Zahn-Bracket-Komplex und an Submodellen für die Darstellung eines mikromechanischen Retentionsmusters an der Schmelzoberfläche durchgeführt. Ergänzend

erfolgten mechanische Belastungstests an extrahierten Zähnen. Die Auswertung der Ergebnisse ergab für rechteckige Bracketbasen geringere Belastungen bei der Abnahme, als trianguläre Bracketbasen. Die Scherkraft verursachte im Schmelz die geringsten Belastungen, weshalb diese Methode von den Autoren als empfehlenswert befunden wurde.

Der Einfluss der Krümmung der Zahnoberfläche auf die Belastung des Haftverbundes wurde von Hioki et al. anhand von Finite-Elemente-Modellen untersucht [24]. Zusätzlich wurden neben den Berechnungen auch mechanische Abscherversuchen an extrahierten Incisivi und Prämolaren durchgeführt. Bei der Auswertung der Ergebnisse zeigte sich für die Bracketentfernung von der planen Schmelzoberfläche ein höherer Kraftaufwand als für die Bracketentfernung von der gekrümmten Schmelzoberfläche.

Um Aussagen über die Größe und Lokalisation der Schmelzausrisse machen zu können, kombinierten Chen et al. die Finite-Elemente-Methode mit mechanischen Belastungstests an extrahierten Zähnen [13]. Die Ausdehnungen und Lokalisationen der Schmelzausrisse an den extrahierten Zähnen wurden mit einem Rasterelektronenmikroskop ausgewertet. Für die untersuchten Scherkräfte, Zugkräfte und Torsionskräfte deckten sich die berechneten spannungsreichen Areale mit den Lokalisationen der Schmelzausrisse auf den Rasterelektronenmikroskopaufnahmen. Für die Drehung um die oro-vestibuläre Achse zeigten sich die größten Schmelzausrisse, gefolgt von der Belastung durch Scherkräfte. Die geringsten Schmelzfrakturen fanden sich bei der Zugbelastung.

### **3 Fragestellung**

Jedes Bracket das an einen Zahn angebracht wurde, wird auch wieder vom Zahn entfernt. Dies geschieht nach Behandlungsende durch die kontrollierte Kraftapplikation auf das Bracket (Debonding), oder unkontrolliert im Verlauf der Behandlung durch das Einwirken von Kaukräften. Unabhängig von der Ursache der Kraft kommt es bei der Belastung des Brackets auch stets zu einer Belastung aller umgebenden Strukturen. Dies betrifft insbesondere das Befestigungsmaterial, den Zahnschmelz in der Nähe der Bracketbasis, das Parodont, sowie den Alveolarknochen. Die Krafteinwirkung führt dabei in den Geweben und technischen Materialien zur Entstehung von Spannungen. Das Versagen von Materialien tritt ein, wenn die internen Belastungsspannungen die materialspezifischen Grenzen überschreiten.

Die Größe und Verteilung der Spannungen ist, neben Materialeigenschaften, Geometrie und Temperatur, maßgeblich von Richtung und Größe der Krafteinleitung abhängig [13, 24, 28–30, 34, 57]. Auf Grund der hohen Festigkeit von Metallbrackets tritt das Materialversagen dabei praktisch immer im Bereich des Befestigungsmaterials, oder am Zahn auf. Weiterhin stellt die Unvorhersehbarkeit der Auswirkung bei der Krafteinleitung für die körpereigenen Strukturen eine Gefährdung dar. Für die Erforschung des Materialversagens physiologischer Gewebe und technischer Materialien ist daher eine Kenntnis über die zu Grunde liegenden Spannungen als unerlässlich anzusehen. Dabei ist es nicht das Ziel prinzipiell alle Spannungen möglichst gering zu halten. Vielmehr strebt man bei der Bracketentfernung im Bereich des Befestigungsmaterials sogar möglichst hohe Spannungen an. Auf diese Weise soll dort das Materialversagen provoziert werden und zur Ablösung des Brackets führen. Gleichzeitig sind die Spannungen in allen beteiligten Geweben so niedrig wie möglich zu halten.

Vor diesem Hintergrund stellt sich bei einer gegebenen Belastung die Frage nach der Verteilung der Spannungen innerhalb des Materialienverbundes. Weiterhin ist zu Prüfen, ob sich diese Verteilung der Spannungen durch unterschiedliche Arten der Kraftapplikation beeinflussen lässt. Sollten sich dabei Unterschiede finden gilt es in der Analyse der Ergebnisse unter den verschiedenen Arten der Kraftapplikation die Bestmögliche zu ermitteln. Diese würde sich dabei durch eine möglichst hohe Spannung im Befestigungsmaterial bei gleichzeitig möglichst niedriger Spannung im Schmelz, Parodont und Knochen auszeichnen.

Das Verfahren der Wahl für Spannungsanalysen in Materialverbünden ist die Finite-Elemente-Methode. Die Finite-Elemente-Methode basiert auf computer-gestützten Berechnungen und wird von der Industrie seit über 30 Jahren erfolgreich in Bereichen wie dem Maschinenbau und der Raumfahrttechnik eingesetzt. In der vorliegenden Arbeit wurden daher mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode, für unterschiedliche Arten der Kraftapplikation, die Spannungen im Befestigungsmaterial, Schmelz, Parodont und Knochen analysiert.

## 4 Theoretische Grundlagen

### 4.1 Finite-Elemente-Methode

#### 4.1.1 Geschichte der Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode ist ein Verfahren, um Fragestellungen durch komplexe mathematische Gleichungen zu umschreiben und durch die Berechnung dieser Gleichungssysteme approximierte Lösungen zu liefern. Die zugrundeliegende Theorie wurde schon Ende des 19. Jahrhunderts bis Anfang des 20. Jahrhunderts von mehreren Mathematikern entwickelt (John William Strutt [59], Walter Ritz [49], Karl Schellbach [54], Boris Grigoryevich Galerkin [21]). Die Berechnung der mathematischen Gleichungen benötigt jedoch Rechenmaschinen, welche zur damaligen Zeit nicht mit adäquater Leistungsfähigkeit zur Verfügung standen. Erst mit der Entwicklung des Mikrochips und damit der Entwicklung der heutigen Computer, konnte Mitte des 20. Jahrhunderts die Finite-Elemente-Methode effektiv zur Anwendung kommen, damals vorwiegend in der Luftfahrttechnik. Pionierarbeit zu Etablierung der Finite-Elemente-Methode leisteten dabei Alexander Hrennikoff [25] und Richard Courant [16]. Der Begriff Finite-Elemente-Methode wurde 1960 von Ray William Clough vorgeschlagen [15].

#### 4.1.2 Funktionsprinzip der Finite-Elemente-Methode

Zur Anwendung der Finite-Elemente-Methode wird entsprechend der Fragestellung ein Computermodell erstellt. Dieses Computermodell besteht beispielsweise aus einer Geometrie, den Materialeigenschaften, Lagerungsbedingungen und Krafteinwirkungen. Die Geometrie des Computermodells besteht theoretisch aus unendlich vielen Punkten und daher auch unendlich vielen Teil-Lösungen. Die Finite-Elemente-Methode unterteilt das Computermodell in eine endliche, d.h. finite, Anzahl von Punkten. Diesen Prozess nennt man Diskretisierung. Die

Punkte stehen untereinander in Verbindung und Begrenzen räumliche Elemente. Die Elemente können dabei tetraederförmig, quaderförmig, oder polyederförmig sein. Die Auswahl der Elementform richtet sich nach Geometrie der zu untersuchenden Struktur und wird entweder vom Benutzer festgelegt, oder vom Berechnungsprogramm ermittelt.

Für die Punkte und Elemente werden Differentialgleichungen erstellt und berechnet. Somit erhält man eine approximierte Lösung der Fragestellung. Die Anzahl der Elemente zu steigern, kann zur Erhöhung der Genauigkeit des Berechnungsergebnisses führen. Allerdings steigt mit der Anzahl der Elemente der Rechenaufwand teils überproportional stark an. Um mit möglichst wenig Rechenaufwand ein möglichst genaues Ergebnis zu erzielen, werden in Simulationsmodellen daher meist unterschiedliche Elementgrößen kombiniert. Die Struktur an welcher das gesuchte Ergebnis direkt gemessen wird sollte eine kleine Elementgröße aufweisen. Angrenzende Strukturen sollten zunehmend größere Elemente beinhalten, periphere Strukturen die beispielsweise der Verankerung im virtuellen Raum dienen, können mit großen Elementen abgebildet werden.

Wichtige Einsatzgebiete der Finite-Elemente-Methode sind heute strukturelle mechanische Analysen (Fahrzeugbau, Luft- und Raumfahrttechnik, Gebäudekonstruktion), Strömungsanalysen (Aerodynamik, Wind-, Dampf-, und Wasserkraftanlagen), sowie thermische und elektromagnetische Analysen (Halbleitertechnik, Funktechnik, Thermodynamik). Im Bereich der Medizin wird die Finite-Elemente-Methode von der Medizintechnik zur Entwicklung von Apparaturen für Diagnostik und Therapie angewandt.

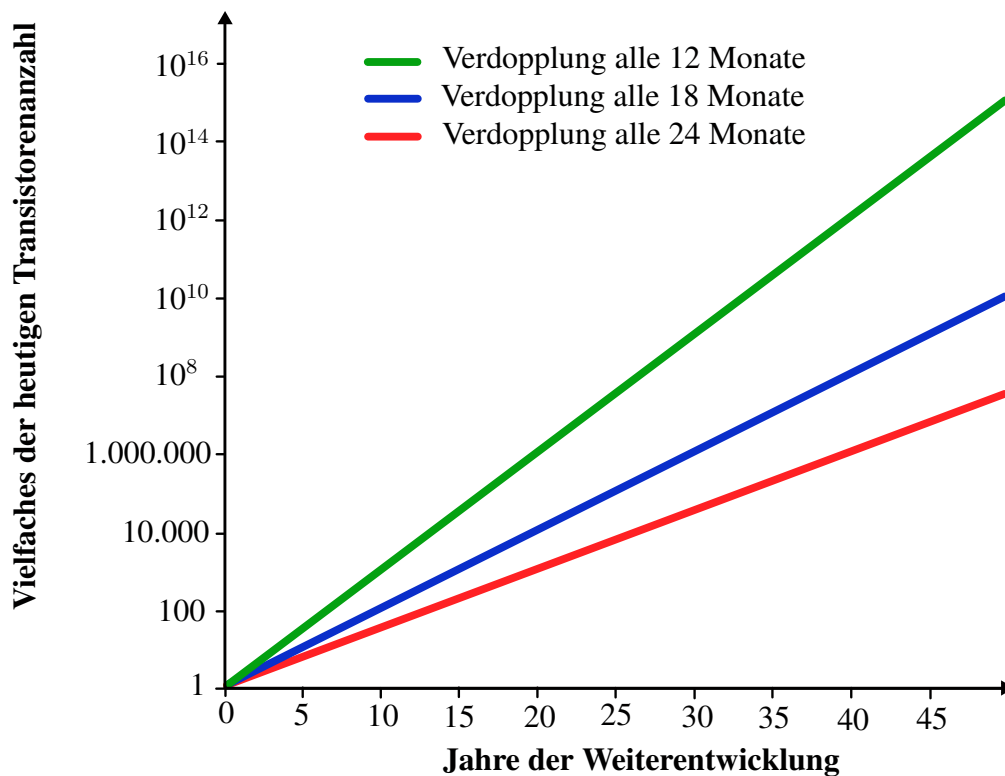


Abbildung 2 : Prognose zur Weiterentwicklung der heute verfügbaren Computertechnologie unter Annahme des Mooreschen Gesetzes [47] mit einer Verdopplungszeit von 12, 18 oder 24 Monaten

## 4.2 Werkstoffkunde

Jedes Material ist durch spezifische Eigenschaften charakterisiert. Für die Finite-Elemente-Methode wird neben dem Modell der Geometrie auch ein Modell der Materialeigenschaft benötigt. Die Gewebe des Körpers sind sehr viel komplexer aufgebaut als technische Materialien und daher deutlich schwieriger zu beschreiben. Für die Spannungsanalysen der vorliegenden Arbeit sind die beiden Materialeigenschaften Elastizität und Querkontraktionszahl bestimmend. Weitere Materialeigenschaften wie Dichte, Wärmeleitfähigkeit oder Schwingungsverhalten wurden im Rahmen der Spannungsanalyse nicht berücksichtigt.

Nicht nur zwischen verschiedenen Materialien, sondern auch innerhalb eines



Materials kann die Elastizität und Querkontraktionszahl variieren. Dies ist der Fall, wenn die Materialeigenschaften richtungsabhängig sind. Dieses Materialverhalten wird durch die Isotropie, oder Anisotropie beschrieben. Ein weiterer Faktor für die Beurteilung eines Materialgefüges stellt die Homogenität oder Inhomogenität des Werkstoffs oder Gewebes dar. Die angesprochenen Begriffe werden im Folgenden näher erläutert. Ihr Verständnis ist notwendig um die biomechanischen Vorgänge der Patientenbehandlung nachzuvollziehen, sowie die Daten der Finite-Elemente-Methode interpretieren zu können.

### 4.2.1 Elastizität

Die Elastizität eines Körpers ist die Steigung im Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Zur Beschreibung der Elastizität wird der E-Modul verwendet. Der E-Modul hat die Einheit Kraft/Fläche = Druck. Geläufige Einheiten hierfür sind Gigapascal (GPa) oder Newton pro Quadratmillimeter (N/mm<sup>2</sup>). Die Elastizität kann für unterschiedliche Dehnungen unterschiedliche Werte aufweisen. Zum Beginn der Dehnung verhalten sich viele Materialien linear elastisch. Dieser Bereich wird nach dem Hooke'schen Gesetz für linear elastische Dehnung auch Hooke'sche Gerade genannt. In diesem Bereich kann aus dem Quotienten der Spannungsänderung  $\Delta\sigma$  und der Dehnungsänderung  $\Delta\varepsilon$  der E-Modul berechnet werden.

Überschreitet die Spannung die Grenze der linearen Elastizität so kommt es zur irreversiblen plastischen Verformung und gegebenenfalls zu einer zusätzlichen Materialveränderung im Sinne einer Verfestigung. Die Belastbarkeit des Materials wird durch die Zugfestigkeit limitiert, eine höhere Belastung führt zum Materialversagen. Der schematische Verlauf einer Spannungs-Dehnungs-Kurve ist in Abbildung 3 dargestellt. Im Rahmen der Finite-Elemente-Methode kann bei vielen Anwendungen die materialspezifische Elastizität durch die Angabe eines konstanten E-Moduls hinreichend beschrieben werden.

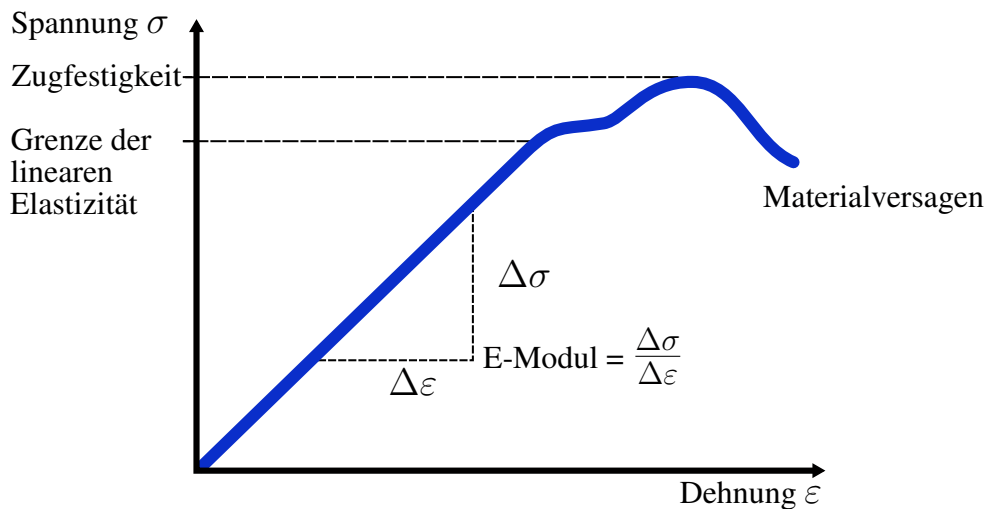


Abbildung 3 : Spannungs-Dehnungs-Diagramm

#### 4.2.2 Querkontraktionszahl

Bei der Dehnung eines Körpers ändert sich die Länge in eine bestimmte Richtung. Ob diese Längenänderung auch zu einer Volumenänderung führt hängt vom Verhalten der anderen Dimensionen des Körpers (Breite, Tiefe) ab. So kann bei einer Vergrößerung der Länge sich die Breite beispielsweise verkleinern, konstant bleiben, oder sogar ebenfalls vergrößern. Daher wirkt sich eine Spannung nicht nur in Richtung des Kraftansatzes aus, sondern die Spannung wird im Körper auch in weitere Richtungen umgeleitet. Für die Spannungsanalyse ist es daher essentiell zu wissen, nach welchen Regeln Umlenkungen der Spannungen innerhalb eines Körpers erfolgen. Dieses Verhalten wird durch die Querkontraktionszahl beschrieben.

#### 4.2.3 Isotropie

Der Begriff Isotropie leitet sich von den griechischen Wörtern isos (gleich) und tropos (Richtung) ab. Die Isotropie bezeichnet die Eigenschaft eines Werkstoffes in allen drei Richtungen des Raumes die gleichen Materialeigenschaften

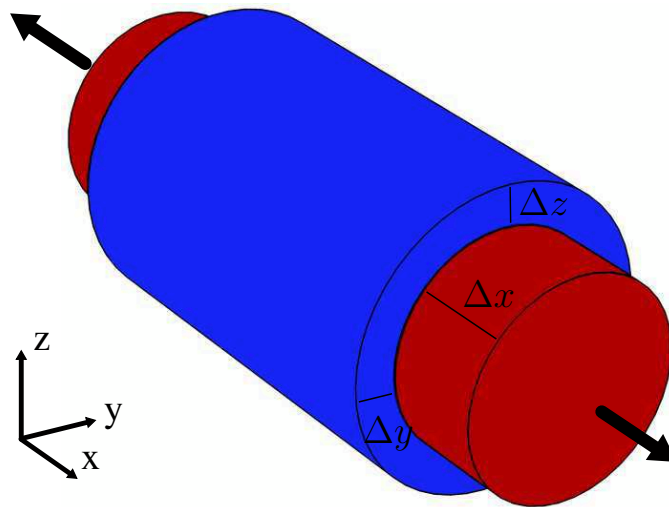


Abbildung 4 : Querkontraktionszahl und Dehnungsverhalten

zu besitzen ( $x=y=z$ ). Ein Beispiel für ein isotropes Material aus dem Alltag ist Gummi. Egal von welcher Seite her gezogen, gedrückt oder geschnitten wird, die Eigenschaften sind immer gleich. Für die Spannungsanalyse mit der Finite-Elemente-Methode ist die Isotropie im Bezug zur Elastizität von großer Bedeutung. Isotropie kann sich aber auch auf zahlreiche andere Materialeigenschaften wie Leitfähigkeit oder Wärmeausdehnung beziehen.

Eine ideale Isotropie ist in der Umwelt nicht zu finden, es handelt sich jedoch bei vielen Werkstoffen um näherungsweise isotrope Materialeigenschaften. Obwohl die Gewebe des menschlichen Körpers meist nicht isotrop sind, werden sie in vielen Fällen auf Grund technischer Limitationen durch isotrope Materialmodelle beschrieben. Im Rahmen der Finite-Elemente-Methode werden isotrope Materialeigenschaften daher für die Simulation zahlreicher Materialien herangezogen.

#### 4.2.4 Anisotropie

Innerhalb eines Körpers kann es für unterschiedliche Richtungen der Krafteinwirkung unterschiedliche Materialeigenschaften geben. Werkstoffe deren Eigenschaften von der Krafrichtung abhängen werden als anisotrop bezeichnet. Ein Beispiel für einen isotropen Körper aus dem Alltag ist ein Stück Brennholz. Durch die Längsanordnung der Holzfasern hat das Holz anisotrope Materialeigenschaften. Beim Fällen des Baumes mit der Axt muss viel Kraft aufgewendet werden, da hier das Metall quer zur Faserrichtung eingetrieben wird. Der anschließende Spaltvorgang ist allerdings weit weniger kraftaufwändig, da hier das Metall längs zur Faserrichtung in das Holz eingebracht wird. Was aus dem Alltag bekannt ist, muss auch in der Erforschung von Materialeigenschaften berücksichtigt werden. Dabei können neben der Anisotropie in allen drei Richtungen des Raumes ( $x \neq y \neq z$ ) auch Sonderfälle, wie die auf die transversale beschränkte Isotropie ( $x \neq y = z$ ) auftreten.

Durch die komplexe Struktur der Gewebe des menschlichen Körpers ist in den meisten Fällen von einem anisotropen Materialverhalten auszugehen. Die Umsetzung dieser Eigenschaften in technische Materialmodelle ist jedoch äußerst schwierig, entsprechend schlecht ist die Datenlage. Zudem können die Gewebeeigenschaften zwischen den Individuen variieren. Die Berücksichtigung der Anisotropie ist daher mit hohem Aufwand und einem unbekannten Fehlerpotential behaftet. In den meisten Fragestellungen wird daher die individuelle Anisotropie der menschlichen Gewebe zugunsten eines standardisierten isotropen Materialmodells vereinfacht.

#### 4.2.5 Homogenität

Homogenität bezeichnet die Eigenschaft eines Werkstoffes an jeder Stelle des Materials die gleiche Zusammensetzung zu haben. Dies bedeutet, dass der

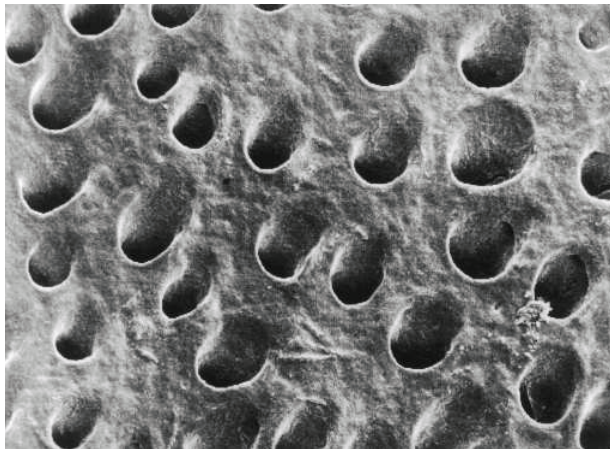
Werkstoff an jeder Stelle die gleichen Eigenschaften hat. Obwohl technisch bedingt eine perfekte Homogenität auch bei körperfremden Materialien nicht zu erreichen ist, kann für viele Fragestellungen im Rahmen einer Modellerstellung von einer vollständigen Homogenität des Materials ausgegangen werden. Ein Beispiel für einen homogenen Werkstoff ist Metall. Durch das Gießen des Metalls verteilen sich alle Bestandteile näherungsweise gleichmäßig im entstehenden Gusskörper. Daher weißt das Metall an jeder Stelle der Probe die gleichen Materialeigenschaften auf. Viele technische Werkstoffe wie Metalle, Kunststoffe und Keramiken können daher als homogen betrachtet werden.

#### 4.2.6 Inhomogenität

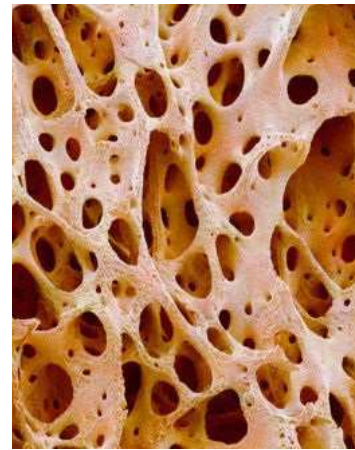
Inhomogenität bezeichnet die Materialeigenschaft an unterschiedlichen Stellen des Materials unterschiedliche Eigenschaften zu haben. Der Begriff Inhomogenität grenzt sich damit zum Begriff der Homogenität ab. Genau betrachtet sind praktisch alle Werkstoffe inhomogen. Dies trifft insbesondere auf die Gewebe des menschlichen Körpers zu. Ein Beispiel für ein inhomogenes Material ist spongiöser Knochen. Die Inhomogenität beeinflusst die Materialeigenschaften und sollte daher in der Beschreibung der Materialeigenschaften Berücksichtigung finden. Allerdings stellt sich dies in der Praxis als äußerst kompliziert dar. Technische Werkstoffe weisen oft eine regelmäßige Inhomogenität auf, etwa wie gleichmäßig verteilte Luftbläschen in einem gebrannten Ziegelstein.

Die Gewebe des menschlichen Körpers sind meist unregelmäßig inhomogen. Spongiöser Knochen ist beispielweise mit belastungsinduzierten Verstärkungen der Knochenstruktur entlang der Hauptspannungslinien durchzogen (Abbildung 5b). Ihre Ausprägungen variieren individuell und lassen sich daher nicht durch ein standardisiertes Materialmodell beschreiben. Zudem steigt der Berechnungsaufwand der Finite-Elemente-Methode durch eine Berücksichtigung

von Inhomogenitäten stark an. Aus diesen Gründen ist es derzeit Stand der Technik auch die Materialeigenschaften der Gewebe des menschlichen Körpers vereinfachend als homogen zu beschreiben. Diese Einschränkung könnte mit Hinblick auf die Weiterentwicklung der Rechenleistung (Abbildung 2) in der Zukunft vermindert werden.



**(a)** Dentin



**(b)** Knochen

Abbildung 5 : Inhomogenität menschlicher Gewebe, elektronenmikroskopische Aufnahmen [22] [33]

## 5 Material und Methode

### 5.1 Computertomographie

Grundlage für die Geometrie der Modelle lieferte eine Computertomographie eines anatomischen Präparates des Unterkiefers. Die Röntgenaufnahme erfolgte mit den speziell für werkstoffkundliche Analysen ausgelegten Computertomographen TomoScope HV 500. Dabei wurde eine Auflösung von 0,08mm isotroper Voxelkantenlänge erzielt. Die Anodenspannung betrug 220 Kilovolt bei einem Heizstrom von 0,125mA. Der Röntgenvorgang an sich dauerte etwa 30 Minuten. Dabei wurde eine Rohdatenmenge von etwa 4 Gigabyte gewonnen. Der Datensatz lag im Datenformat Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) vor. Durch die Verwendung eines anatomischen Präparates wurde die Geometrie des Unterkiefers direkt durch einen Luft-Knochen-, und Luft-Zahn-Übergang begrenzt. Dies führte zu einem höheren Kontrast als bei klinischen Röntgenbildern mit Knochen-Weichgewebs-Übergang. Durch die scharfe Abgrenzung der Strukturen zur Luft war der Röntgendatensatz ideal zur Weiterverarbeitung in einer Visualisierungssoftware geeignet.

Zur Modellerstellung des gut abgrenzbaren Unterkieferknochens wurden die Rohdaten mit 0,08mm Auflösung verwendet. Zähne besitzen ein kleineres Volumen, beinhalten jedoch auch wesentlich feinere Strukturen. Zur Darstellung des Zahnes 44 wurde der Datensatz daher im ersten Arbeitsschritt auf den Bereich des Zahnes zugeschnitten. Hierdurch wurde die Datenmenge reduziert. In einem zweiten Arbeitsschritt wurde der Ausschnitt mit dem Zahn 44 auf eine isotrope Voxelkantenlänge von 0,02mm interpoliert. Hierbei wurde die Datenmenge in allen drei Dimensionen des Raumes vervierfacht, d.h. insgesamt um den Faktor  $4^3 = 64$  vergrößert. Durch dieses Procedere wurde, unter Ausnutzung der gesamten Rechenkapazität, eine detaillierte Darstellung des Zahnes erreicht. Dies wirkte sich positiv auf die Durchführbarkeit der nachfolgenden Datenbearbeitung aus.

## 5.2 Visualisierung

Die Röntgendaten wurden mit der Visualisierungssoftware Amira 5.3.1 (Visage Imaging, Inc., San Diego, USA) weiterverarbeitet. Ziel war es dabei, dreidimensionale Polygonnetze der anatomischen Strukturen zu erstellen. Hierzu wurde der dreidimensionale Datensatz entsprechend der Voxelkantenlänge für den Unterkiefer in 0,08mm dicke Schichten, für den Zahn 44 in Schichten von 0,02mm unterteilt. In jeder Schicht erfolgte eine Markierung und Differenzierung der anatomischen Strukturen. Dieser Vorgang wird als Segmentierung bezeichnet (Abbildung 8a). Trotz der hochwertigen Röntgendaten war eine alleinige automatische Segmentierung nicht möglich. Ein Grund hierfür war, die notwendige Differenzierung zwischen kompaktem Knochen und spongiösem Knochen. Ein weiteres Hindernis für eine vollständig automatisierte Segmentierung stellte die hohe Auflösung dar. Durch sie wurden auch kleinste Hohlräume im spongiösen Knochen automatisch als nicht-zum-Knochen gehörend deklariert. Ohne Überarbeitung der automatischen Segmentierungen würden hierdurch technisch übermäßig komplexe Geometrien erstellt werden. Die Segmentierung der Strukturen erfolgte daher sowohl automatisch, als auch manuell. Die Grauwerte des Röntgenbildes wurden dazu kategorisiert und nach der automatischen Erfassung stellenweise manuell adaptiert. Die so generierten Segmentierungen der einzelnen Schichten wurden anschließend von der Visualisierungssoftware wieder übereinandergelagert. Durch dieses Verfahren wurden aus zweidimensionalen Segmentierungen, den Strukturen entsprechende, dreidimensionale Segmentierungen erzeugt.

Anhand der dreidimensionalen Segmentierungen wurden von der Visualisierungssoftware dreidimensionale Oberflächen, sogenannte Polygonnetze, konstruiert. Die Polygonnetze lagen im Datenformat Drawing Interchange File Format (DXF) vor. Die erstellten Polygonnetze wurden in den nächsten Arbeitsschritt überführt.





Abbildung 6 : Anatomisches Präparat eines Unterkiefers

### 5.3 Reverse Engineering

Die Polygonnetze, welche von der Visualisierungssoftware erzeugt wurden, bildeten zwar die Geometrien ab, sie können jedoch technisch bedingt nicht direkt als CAD Modell verwendet werden. Aus diesem Grund erfolgte eine Weiterbearbeitung der Polygonnetze im Reverse Engineering Programm Rapidform XOR 3 (INUS Technology, Korea). Durch die Software wurden an die Geometrien der Polygonnetze sogenannte nicht-uniforme rationale B-Splines (NURBS) angelegt. Bei NURBS handelt es sich um mathematische Gleichungen mit deren Hilfe Geometrien so beschrieben werden können, dass eine Weiterverarbeitung mit CAD (Computer-Aided Design) Programmen möglich ist. Mehrere dieser NURBS wurden dabei so miteinander verbunden, dass die ent-

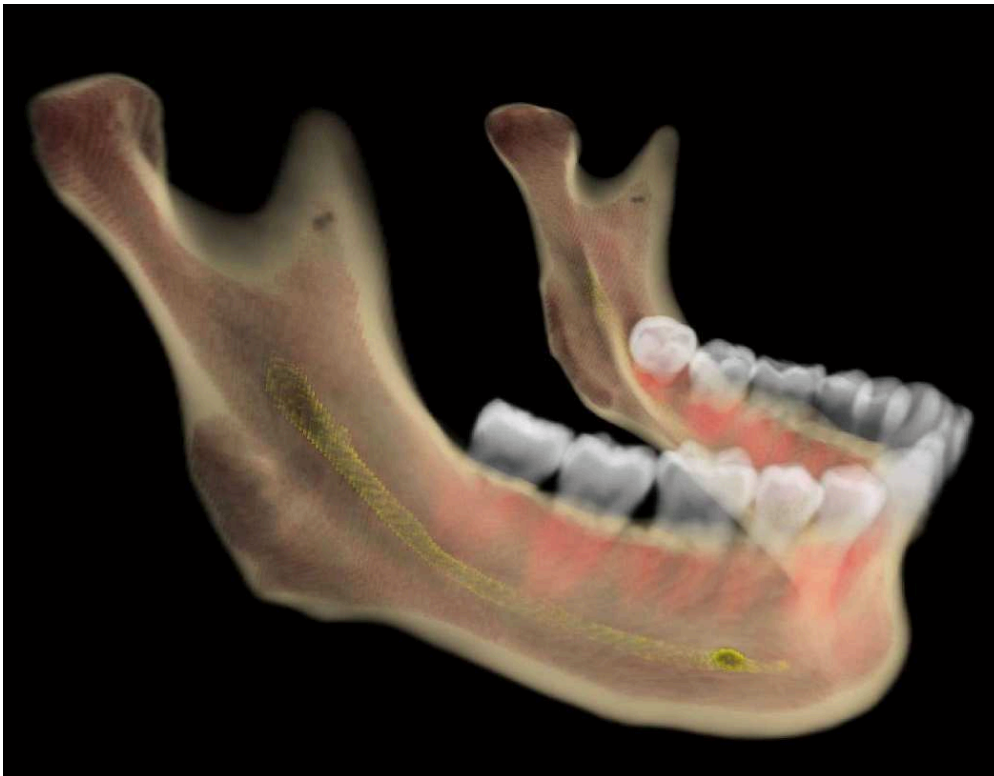


Abbildung 7 : Aufbereitung der Röntgendaten zur Modellerstellung

sprechende Geometrie vollständig geschlossen von NURBS umgeben wurde, dieser Verbund wird auch als NURBS - Patch bezeichnet. Jede Struktur wurde damit in ihrer Geometrie von NURBS vollständig beschrieben, daher erfolgte die weitere Bearbeitung der Geometrien für die Modellerstellung ausschließlich anhand der NURBS. Die Abbildung der Polygonnetze durch NURBS ist technisch bedingt mit geometrischen Abweichungen behaftet. Bei dem Vorgang lagen die Differenzen je nach Komplexität der Geometrie bei maximal 0,02mm. Vor dem Hintergrund der Individualität anatomischer Strukturen wurden diese Abweichungen im Rahmen der Modellerstellung toleriert. Die NURBS lagen im Datenformat Initial Graphics Exchange Specification (IGES) vor.

#### **5.4 Computer-Aided Design (CAD) Modellbildung**

Die Erstellung der CAD Modelle erfolgte mit dem CAD-Programm Inventor 2012 (Autodesk GmbH, München, Deutschland). Alle Arbeitsschritte, sowie die nachfolgenden Berechnungen mit der Finite-Elemente-Methode, erfolgten auf einem Personalcomputer mit 4 Prozessoren (je 2,66 Gigahertz) und einer Arbeitsspeicherkapazität von 16 Gigabyte. Obwohl die Datenmenge von CAD-Modellen meist gering ist, ist der Rechenaufwand jedoch deutlich höher als dies beispielsweise bei der Visualisierung der Röntgendaten der Fall ist. Grund dafür sind die aufwändigen Rechenoperationen, welche bei einer Eingabemenge von ca. 0,1 Gigabyte CAD-Daten unter Umständen Tage in Anspruch nehmen können. Die Visualisierung der 4 Gigabyte Röntgendaten erfolgte zum Vergleich beinahe in Echtzeit. Daher stellt die CAD Modellerstellung eine technische Engstelle in der Prozesskette dar.

Eine Möglichkeit zur Datenreduktion besteht darin, sich in der Ausdehnung der Geometrie auf den zu untersuchenden Bereich zu beschränken. Das Potential dieser Maßnahme ist allerdings durch die Erfordernis einer Mindestmodellgröße beschränkt. Wesentlich größeren Einfluss auf die Datenmenge hat die Konfiguration der NURBS. Je weniger NURBS zur Darstellung der Geometrie verwendet werden müssen, desto geringer ist die Datenmenge des resultierenden CAD-Modells. Bei einem Problem von übergroßer Datenmenge kann daher auf der Bearbeitungsebene des Reverse-Engineering versucht werden, die Geometrie mit weniger NURBS zu beschreiben. Allerdings kann dabei der resultierende Abbildungsfehler zunehmen, weshalb für die jeweilige Fragestellung dessen kritische Größe diskutiert werden sollte.

Die NURBS der einzelnen anatomischen Strukturen wurden in das CAD Programm eingelesen und zu CAD-Modellen umgewandelt. Die Datengröße der

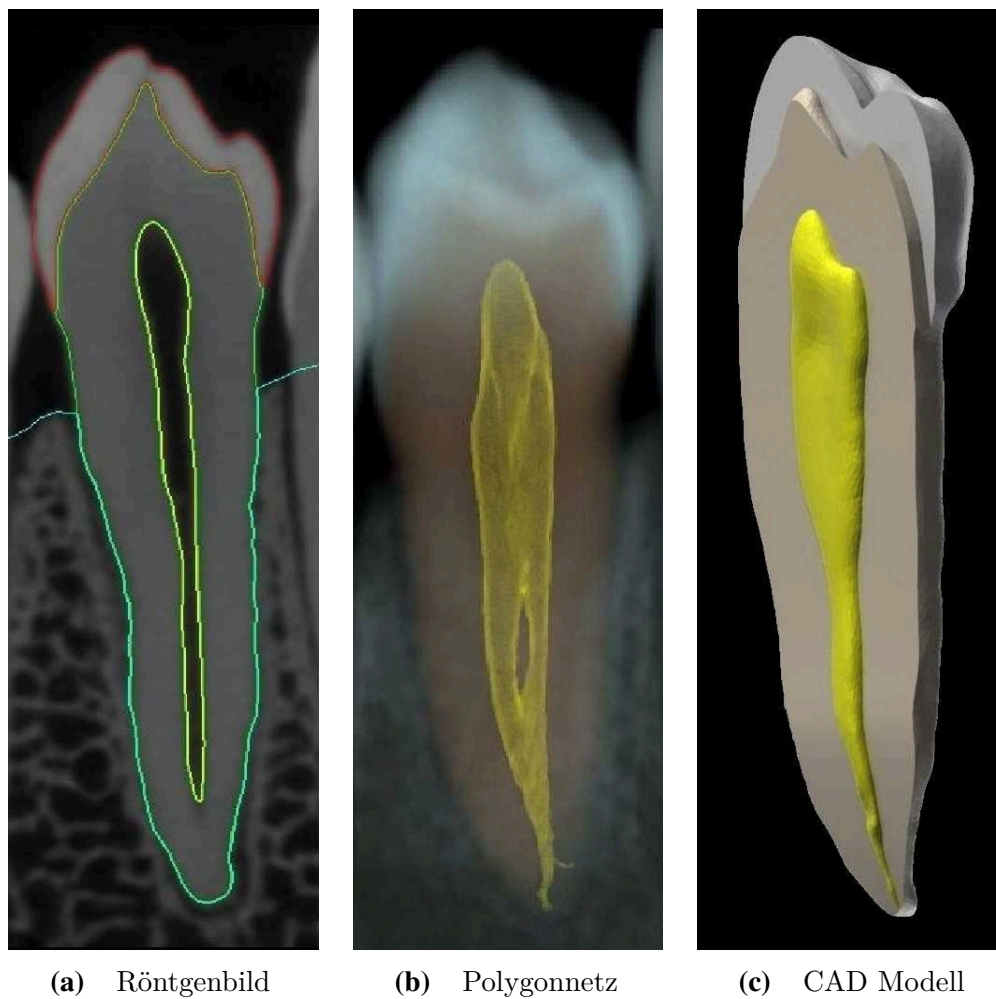


Abbildung 8 : Arbeitsschritte der Modellerstellung von Zahn 44

CAD-Modelle betrug 40 Megabyte. Obwohl im Bezug zum Röntgenbild eine Reduktion der Datenmenge auf 1% erfolgte, stellte die Eingabemenge eine Obergrenze der Anwendbarkeit dar. Die CAD-Modelle der anatomischen Strukturen lagen im Standard ACIS Text (SAT) Datenformat vor. In den folgenden Arbeitsschritten wurden die einzelnen Strukturen so miteinander kombiniert, dass sich ein Gesamt-CAD-Modell aus kompaktem Knochen, spongiösem Knochen, Alveolarnerv, Pulpa, Dentin und Zahnschmelz ergab (Abbil-

dung 8a und 9). Hierzu wurden innerhalb des Programms boolesche Operationen verwendet, mit denen es möglich ist Geometrien zu vereinigen oder von einander abzuziehen. Ausgehend vom Gesamtmodell wurde der Parodontalspalt anatofom zur Zahnwurzel mit einer Breite von 0,3mm konstruiert. Diese Ausgangssituation wurde verwendet, um eine kieferorthopädische Behandlungssituation nachzuempfinden. Für den Zahn 44 wurde hierzu anatofom zur Zahnkrone ein Standard-Metallbracket konstruiert. Zwischen der Zahnkrone und dem Bracket wurde eine 0,04mm dicke Schicht Befestigungskomposit erstellt.

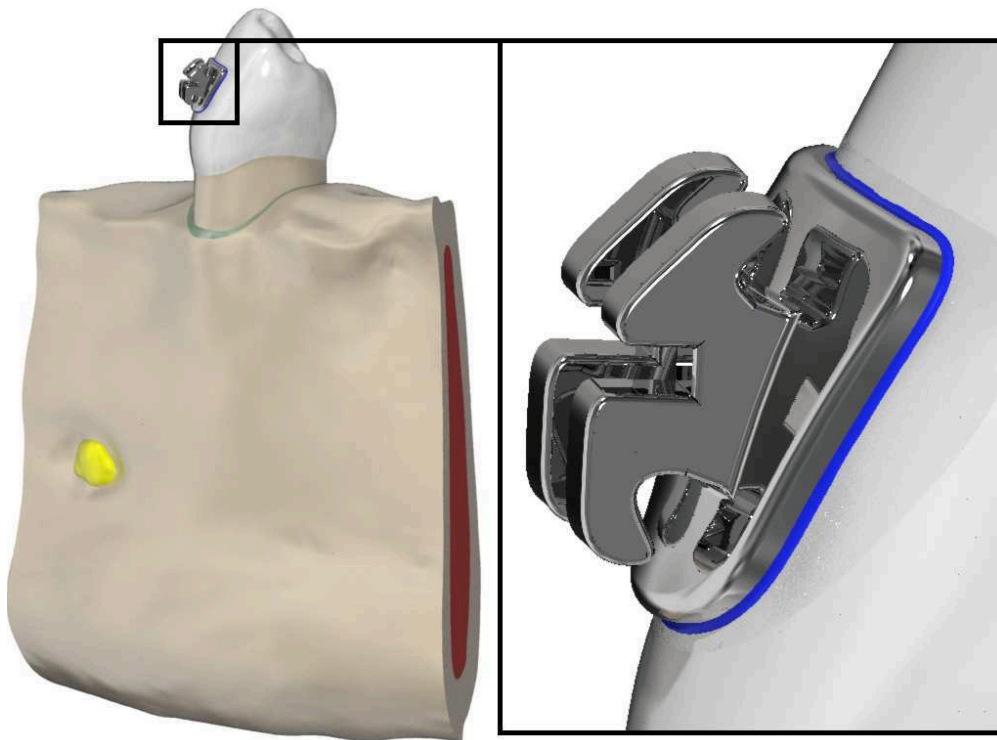


Abbildung 9 : CAD-Modell mit Kiefersegment, Zahn 44 und Bracket

### 5.5 Finite-Elemente-Methode (FEM) und Berechnungsmodelle

Zur Durchführung der Finite-Elemente-Methode wurde das Programm ANSYS 13.0 (ANSYS, Inc., Canonsburg, USA) verwendet. Das Gesamt-CAD-Modell (Abbildung 9) wurde zu einem Finite-Elemente-Modell vernetzt (Abbildung 10). Die Kantenlängen der Elemente des Brackets wurden als 0,1mm definiert. Die Kantenlängen der Elemente des Befestigungskomposits und der angrenzenden Schmelzfläche wurden als 0,03mm definiert. Die Kantenlängen von Elementen des Parodonts und den angrenzenden Knochenflächen wurden als 0,5mm definiert. Die Auswahl der Elementform sowie die Kantenlängen für die übrigen Geometrien erfolgte programmgesteuert.

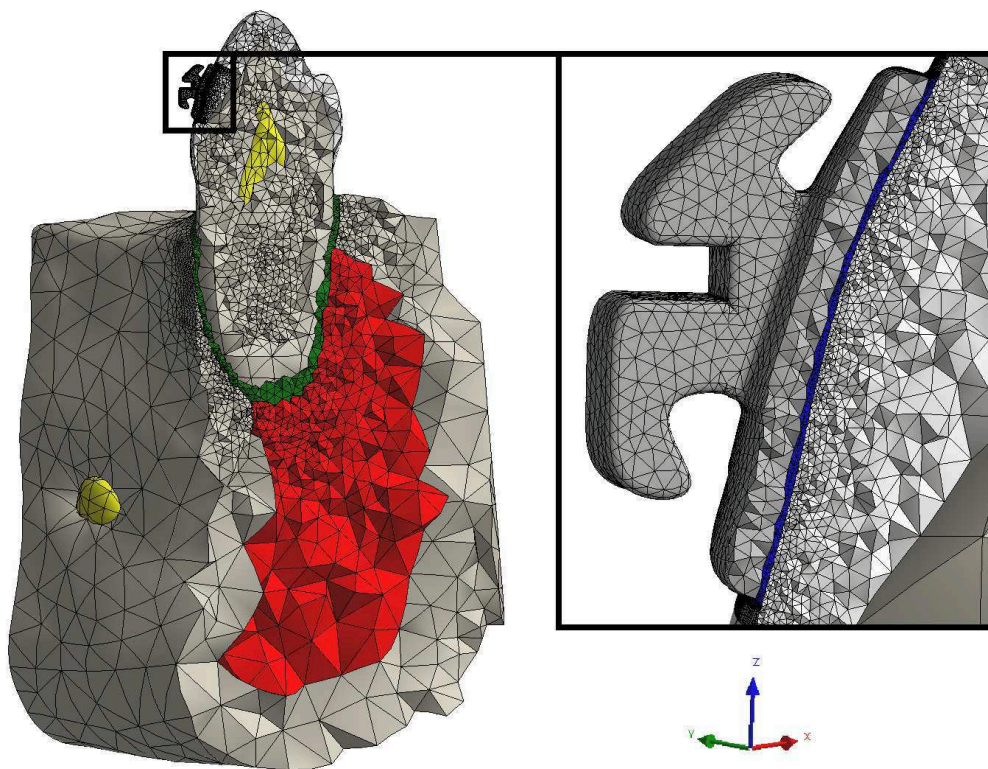


Abbildung 10 : FEM-Modell mit Kiefersegment, Zahn 44 und Bracket



Insgesamt bestand das Finite-Elemente-Modell aus 705.094 Elementen mit insgesamt 1.055.060 Knotenpunkten. Jeder Geometrie des Finite-Elemente-Modells wurde ein lineares Modell der spezifischen Materialeigenschaften zugewiesen (Tabelle 1). Die Lagerung des Unterkiefersegmentes erfolgte, indem die Elemente der Unterseite des kompakten Knochens unverschieblich im Raum fixiert wurden. Die Elemente der mesialen und distalen Schnittkante wurden reibungsfrei und nichtabhebend gelagert. Innerhalb des Modells erfolgte die Kontaktdefinition an benachbarte Geometrien als fest verbunden. Diese Kontaktbedingungen verhinderten die Entstehung von geometrischen Nichtlinearitäten.

Das lineare Verhalten von Kontaktbedingungen und Materialeigenschaften bewirkte eine Reduktion des Rechenaufwandes und begünstigten eine komplikationsfreie Durchführung der Berechnungen.

## **5.6 Materialeigenschaften**

Innerhalb des Finite-Elemente-Modells wird jeder Körper von einer Geometrie repräsentiert. Dabei stellt die Geometrie die Eigenschaft der räumlichen Ausdehnung dar. Um mit der Finite-Elemente-Methode Berechnungen durchführen zu können ist es darüber hinaus notwendig jeder Geometrie auch Materialeigenschaften zuzuweisen. Wie auch die Geometrien nur Annäherungen an die tatsächliche Form der Körper sind, so sind auch die Materialeigenschaften der Körper nur näherungsweise beschreibbar. Es handelt sich bei den Materialeigenschaften daher um Modelle der tatsächlichen Materialeigenschaften. In der vorliegenden Arbeit wurden alle Materialien durch einen linearen spezifischen E-Modul, sowie durch die Querkontraktionszahl beschrieben (Tabelle 1). Die Materialien Dentin, Nervengewebe, Parodont, Schmelz, Befestigungskomposit (Transbond XT), sowie Edelstahl waren in ihren Eigenschaften richtungsunabhängig (isotrop).

Für die Materialien kompakter Knochen und spongiöser Knochen wurden anisotrope Materialmodelle verwendet, welche für unterschiedliche Belastungsrichtungen auch unterschiedliche Werte für den E-Modul und die Querkontraktionszahl besitzen. Die Anisotropie bezieht sich dabei auf die Richtungsangaben des im Modell verwendeten globalen Koordinatensystems. Alternativ können im Modell auch mehrere Benutzerkoordinatensysteme unterschiedlicher Ausrichtung erstellt werden. Dies ist jedoch nur zu empfehlen, wenn es für ein etabliertes Materialmodell in dieser Form benötigt wird. Für das in dieser Untersuchung verwendete anisotrope Materialmodell [18, 40, 41] waren keine zusätzlichen Koordinatensysteme notwendig. Im Rahmen der Modellgestaltung wurden periphere Eigenschaften, wie die Dichte oder Wärmeausdehnungskoeffizienten nicht beschrieben. Die Zuweisung der Materialmodelle erfolgte innerhalb der Software ANSYS 13.0. Alle Werte der Parameter, sowie ihre Referenzen in der Literatur sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Die Materialeigenschaften wurden von den Autoren der jeweiligen Literaturreferenzen anhand von Materialproben experimentell bestimmt und werden in zahlreichen Arbeiten für den Einsatz mit der Finite-Elemente-Methode verwendet.



Tabelle 1 : Materialeigenschaften  
**lineare, isotrope Elastizität**

---

<b>Material</b>	<b>E-Modul (MPa)</b>	<b>Querkontraktionszahl</b>
Dentin	24.400 [27]	0,43 [27]
Nervengewebe	0,58 [8]	0,42 [26]
Parodont	50 [48]	0,49 [48]
Schmelz	80.000 [62]	0,25 [62]
Transbond XT	8.823 [34]	0,25 [34]
Edelstahl	210.000 [46]	0,305 [46]

**lineare, anisotrope Elastizität**

---

	<b>Kompakta [18,41]</b>	<b>Spongiosa [18,40,41]</b>
<b>E<sub>x</sub> (Mpa)</b>	12.600	1.148
<b>E<sub>y</sub> (Mpa)</b>	19.400	1.148
<b>E<sub>z</sub> (Mpa)</b>	12.600	210
<b>G<sub>xy</sub> (Mpa)</b>	5.700	434
<b>G<sub>yz</sub> (Mpa)</b>	5.700	68
<b>G<sub>xz</sub> (Mpa)</b>	4.850	68
<b>v<sub>xy</sub></b>	0,253	0,322
<b>v<sub>yz</sub></b>	0,390	0,055
<b>v<sub>xz</sub></b>	0,300	0,055

---

## 5.7 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse erfolgte mit dem Programm IBM SPSS Statistics 20 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland). Zur Beurteilung von Größe und Verteilung der auftretenden Spannungen wurde für alle Knotenpunkte die Vergleichsspannung nach von Mises berechnet. Die unterschwelligen Belastungen in den Randbereichen können die statistische Darstellung der spannungsreichen Areale erschweren. Aus diesem Grund wurden zur Auswertung der Knotenpunkte von Schmelz, Komposit, Parodont und Knochen ausschließlich die Spannungswerte des jeweiligen oberen Quartils verwendet.

## 5.8 Simulationsreihen

Mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode wurde das Modell auf fünf unterschiedliche Arten am Bracket belastet. Um einen Vergleich der Belastungsarten zu ermöglichen, wurde in jedem Modell die Größe der Kraft so gewählt, dass im Komposit die maximale Spannung 40MPa betrug. Zur Lagerung wurden alle Modelle am unteren Rand der Mandibula relativ zum Koordinatensystem fixiert. Das mesiale und distale Ende des Knochensegmentes wurde nichtabhebend und reibungsfrei gelagert.

### **5.8.1 Scherkraft**

Die Entfernung des Brackets durch eine Abscherkraft erfolgt in der klinischen Praxis mittels einer speziellen Zange. Diese Zange setzt mit der unteren Branche am Bracket an, während sich die obere Branche am Zahnhöcker abstützt (Abbildung 11). Die Branche der Zange, welche sich am Zahnhöcker abstützt, ist zur Verteilung des Druckes mit einer Auflage aus Kunststoff oder Gummi versehen. Wird die Abscherkraft mit einer Zange ohne diese Schutzauflage durchgeführt, sollte zur Verhinderung einer Zahnschädigung zwischen Zahnhöcker und Zangenbranche eine Watterolle unterlegt werden.

Zur Umsetzung des Abschervorgangs im Finite-Elemente-Modell wurden entsprechend der beiden Zangenbrachen zwei gleichgroße Kräfte an unterschiedlichen Flächen appliziert. Die erste Kraft setzte an der Unterseite der Bracketflügel an, die zweite Kraft wirkte auf die Flächen der Zahnspitze ein (Abbildung 12). Die Höhe der Kräfte betrug dabei jeweils 45,14 N. Die Richtung der Kräfte wurde über eine Kante des Brackets parallel zur Zahnachse festgelegt.

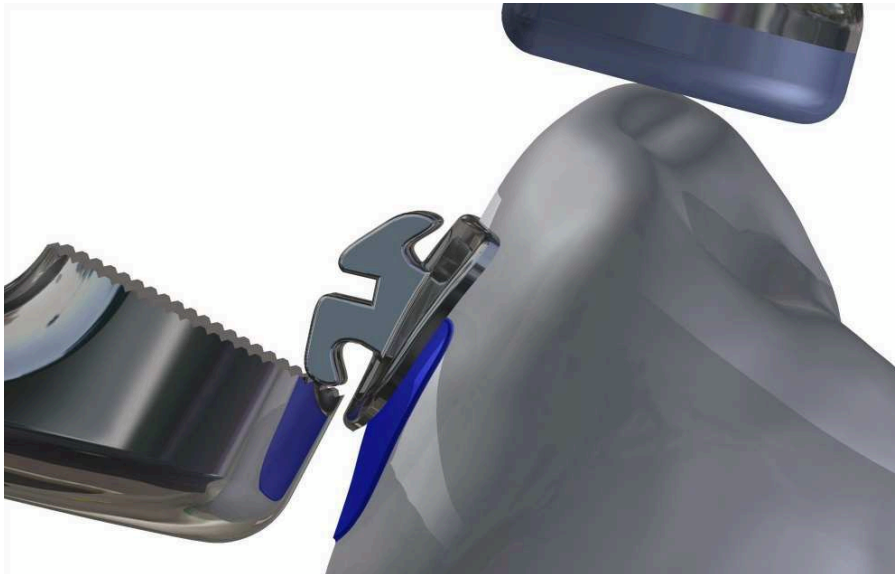


Abbildung 11 : Graphische Animation des Abschervvorgangs

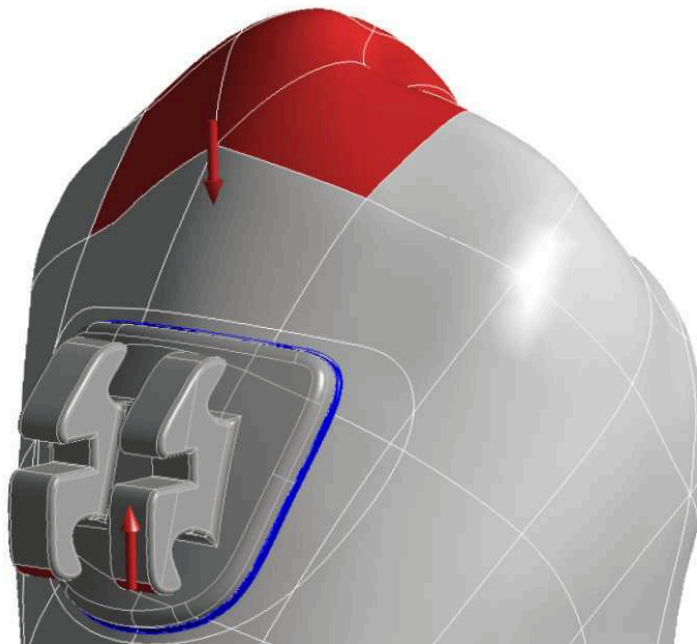


Abbildung 12 : Umsetzung des Abschervvorgangs im Modell

### **5.8.2 Kompression**

Eine Sonderform der Bracketentfernung stellt die Kompression der Bracketflügel dar. Bei dieser Methode wird versucht durch die Kraftapplikation eine gezielte Verformung des Brackets zu erreichen. In der Praxis erfolgt die Kompression des Brackets, in dem die Bracketflügel von der Seite her mit einer Zange gefasst werden. Durch das Schließen der Zange werden die Bracketflügel aufeinander zu bewegt. Gleichzeitig kommt es an der Bracketbasis im Rahmen einer Ausgleichsverformung zu einem Abheben der Seitenränder (Abbildung 13). Ob sich die resultierenden Spannungen günstig auf die Belastung des Zahnschmelzes auswirken war Gegenstand der Untersuchung. Zur Klärung der Frage, wie sich die Anwendung zweier entgegengesetzter Kräfte am Bracket auf die Belastung im Zahnhalteapparat auswirken, wurden die Spannungen im parodontalen Ligament und im Alveolarknochen gemessen.

Entsprechend der Kraftauswirkung der beiden Zangenbranchen erfolgte die Umsetzung der Kompressionsbelastung im Finite-Elemente-Modell durch die Anwendung zweier entgegengesetzter Kräfte. Ansatzfläche der Kräfte war jeweils die Seitenfläche des betreffenden Bracketflügels. Die Kraftrichtung stand senkrecht zu den Seitenflächen der Bracketflügel (Abbildung 14). Beide Kräfte hatten eine Größe von 30,27 N.



Abbildung 13 : Graphische Animation der Bracketkompression

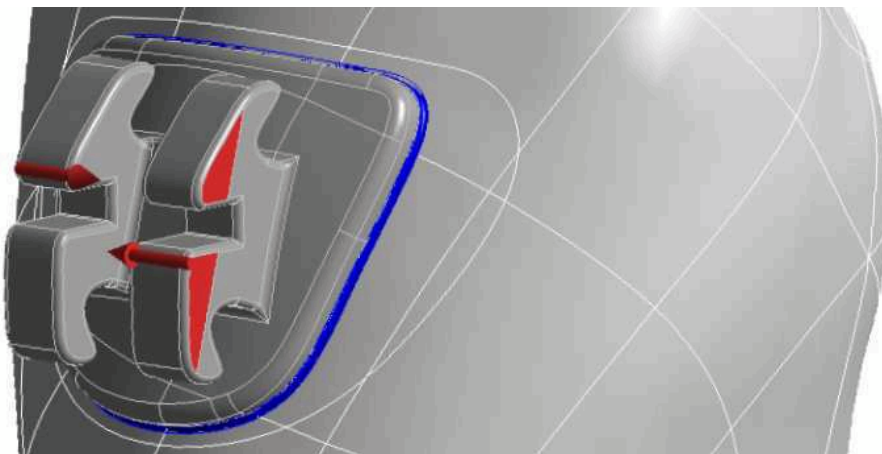


Abbildung 14 : Umsetzung der Bracketkompression im Modell

### **5.8.3 Bracket oro-vestibulär**

Eine weitere Möglichkeit zur Bracketentfernung ist die Rotation des Brackets um die oro-vestibuläre Achse. In der klinischen Behandlungssituation wird das Bracket zur Kraftapplikation mit einer Zange an den Außenseiten der Bracketflügel gefasst. Dann wird die Zange aus dem Handgelenk in oro-vestibulärer Richtung um die eigene Achse gedreht (Abbildung 15). Zur Kraftapplikation ist keine spezielle Zange erforderlich, dies kann die Organisation der Behandlung erleichtern und die Vorratshaltung von Instrumentarium reduzieren. Durch die Rotation kommt es zum Versagen des Verbundes zwischen Bracket, Komposit und Zahn. Ziel dieses Belastungsmodells war es, die Auswirkung der oro-vestibulären Rotationskraft auf den Befestigungskomposit, Zahnschmelz und Zahnhalteapparat zu untersuchen.

Die Rotation des Brackets um die oro-vestibuläre Achse wurde im Finite-Elemente-Modell durch die Applikation eines Drehmoments auf das Bracket umgesetzt. Als Ansatzflächen des Drehmoments wurden die Oberkanten und Unterkanten der Bracketflügel gewählt. Die Rotationsachse wurde senkrecht zur Bracketbasis bestimmt (Abbildung 16). Die Höhe des Drehmomentes betrug 8,35 Ncm.

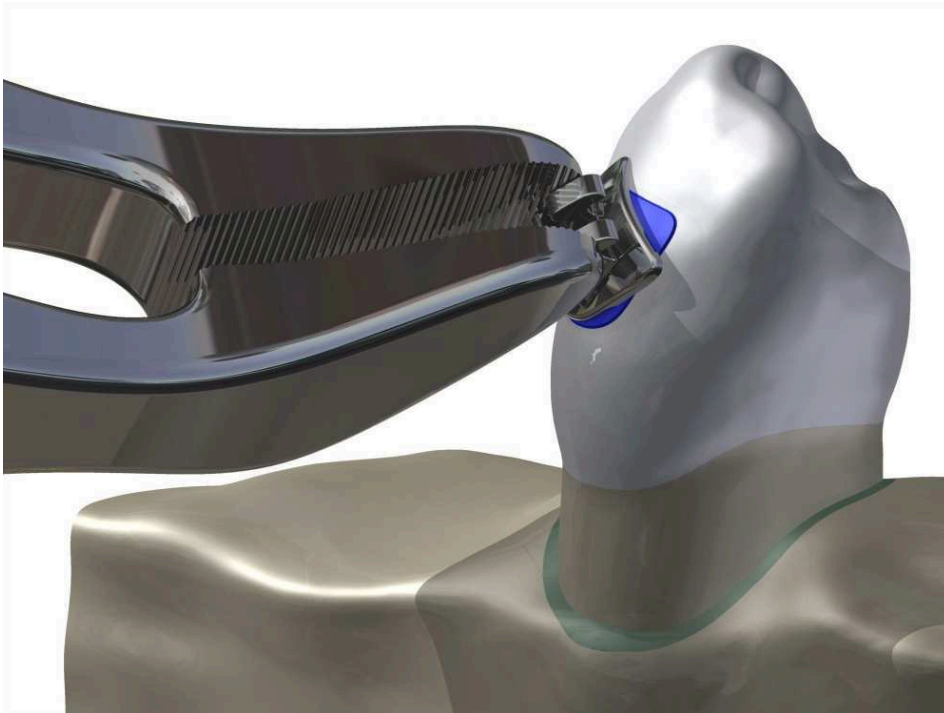


Abbildung 15 : Graphische Animation der oro-vestibulären Rotation

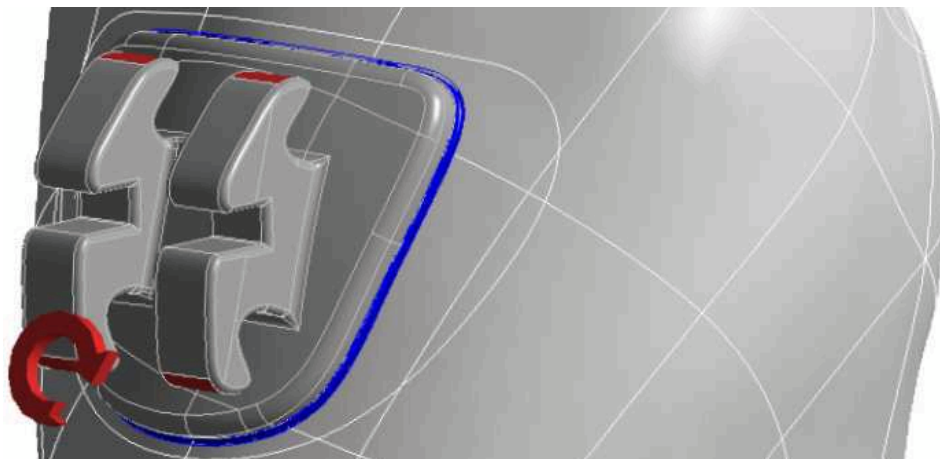


Abbildung 16 : Umsetzung der oro-vestibulären Rotation im Modell



#### **5.8.4 Bracket mesio-distal**

Eine Entfernung des Brackets kann auch durch die Rotation um die mesio-distale Achse erfolgen. Diese Kraftapplikation kann mit einer Standardzange durchgeführt werden. Zur Entfernung des Brackets wird hierfür das Bracket an den Bracketflügeln mit der Zange gefasst. Die Zange wird dann in mesio-distaler Richtung aus dem Handgelenk um die eigene Achse gedreht (Abbildung 17). Welche Spannungsverteilung am Verbund zwischen Zahn und Befestigungskomposit besteht war Gegenstand der Untersuchung dieses Belastungsmodells. Zur Beurteilung, in wie weit sich durch die Gegenkraft auch Spannungen im parodontalen Ligament und angrenzenden Alveolarknochen aufbauen, wurden auch hier die auftretenden Spannungen gemessen.

Die Umsetzung der Rotation des Brackets um die mesio-distale Achse erfolgte, indem auf das Bracket ein Drehmoment aufgebracht wurde. Das Drehmoment setzte dabei an der Oberkante und Unterkante der Bracketflügel an. Die Richtung der Rotationsachse wurde senkrecht zur Seitenfläche des Brackets gewählt (Abbildung 18). Die Höhe des Drehmomentes betrug 5,51 Ncm.

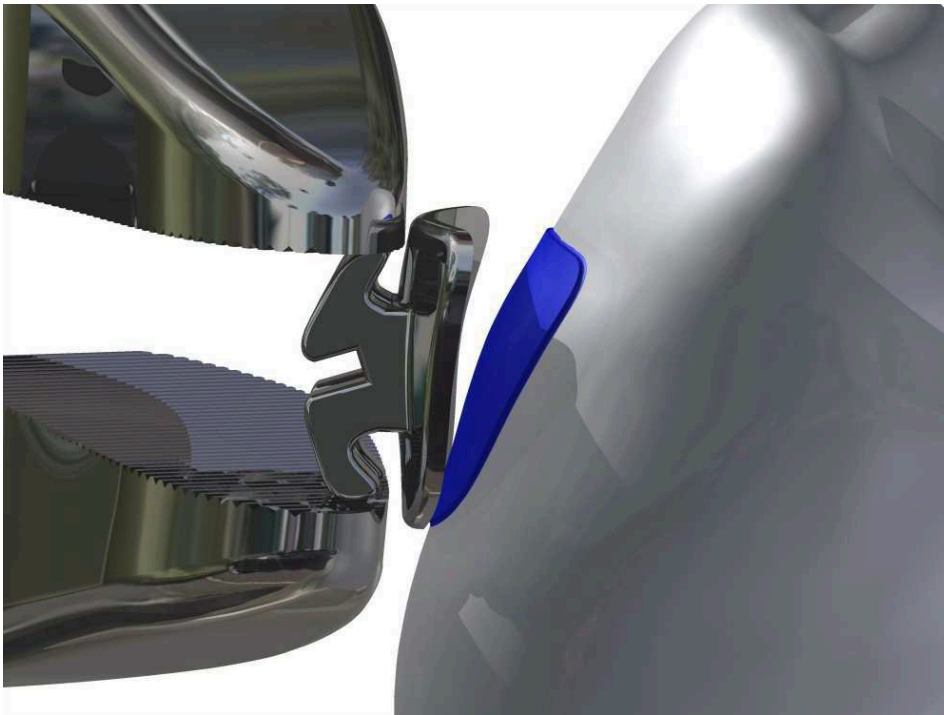


Abbildung 17 : Graphische Animation der mesio-distalen Rotation

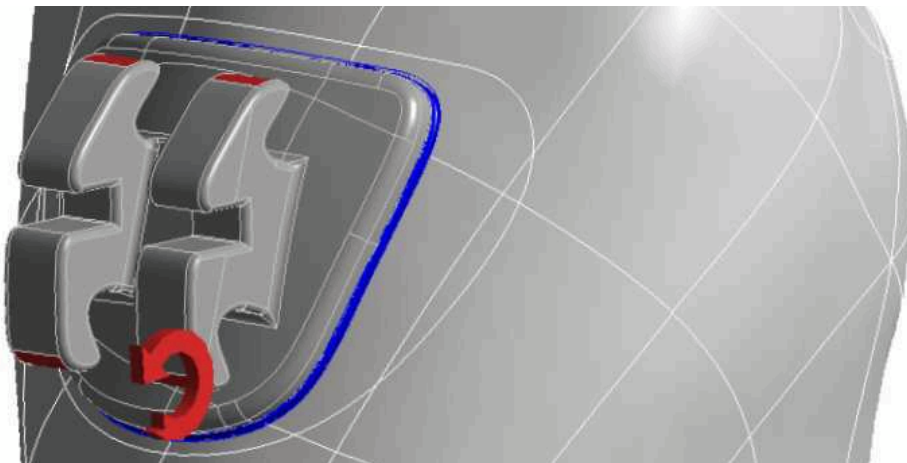


Abbildung 18 : Umsetzung der mesio-distalen Rotation im Modell

### **5.8.5 Zug**

Ein Bracket kann auch durch eine Zugkraft vom Zahn gelöst werden. Zur Applikation der Zugkraft wird das Bracket mit einer Zange gefasst und nach vestibulär vom Zahn weg bewegt. Durch die auftretenden Belastungen kommt es zum Ablösen des Brackets (Abbildung 19). In der klinischen Praxis wird dieses Verfahren nie angewandt, da die zu erwartende Belastung des Zahnhalteapparates intuitiv als unverträglich hoch eingeschätzt wird. Dennoch ist jede Bewegung der Hand und damit jede praktische Kraftapplikation eine individuelle Freiformbewegung, die unvermeidlich mehrere Krafrichtungen wie beispielsweise eine Rotation und eine leichte Zugkraft miteinander kombiniert. In der vorliegenden Arbeit wurden die verschiedenen Krafrichtungen einzeln und in technischer präziser Definition untersucht. Das nachfolgende Modell der reinen Zugkraft ist daher als eine Komponente der in der Praxis durchgeführten Kraftapplikationen aufzufassen und soll zum Verständnis der zusammengesetzten Freiformbewegungen beitragen.

Die Umsetzung der Zugbelastung erfolgte im Finite-Elemente-Modell durch eine Kraft, welche an der Oberkante und Unterkante der Bracketflügel ansetzte. Die Krafrichtung wurde in der Ebene des Bracketslots nach vestibulär definiert (Abbildung 20). Die Höhe der Kraft betrug 71,51 N.

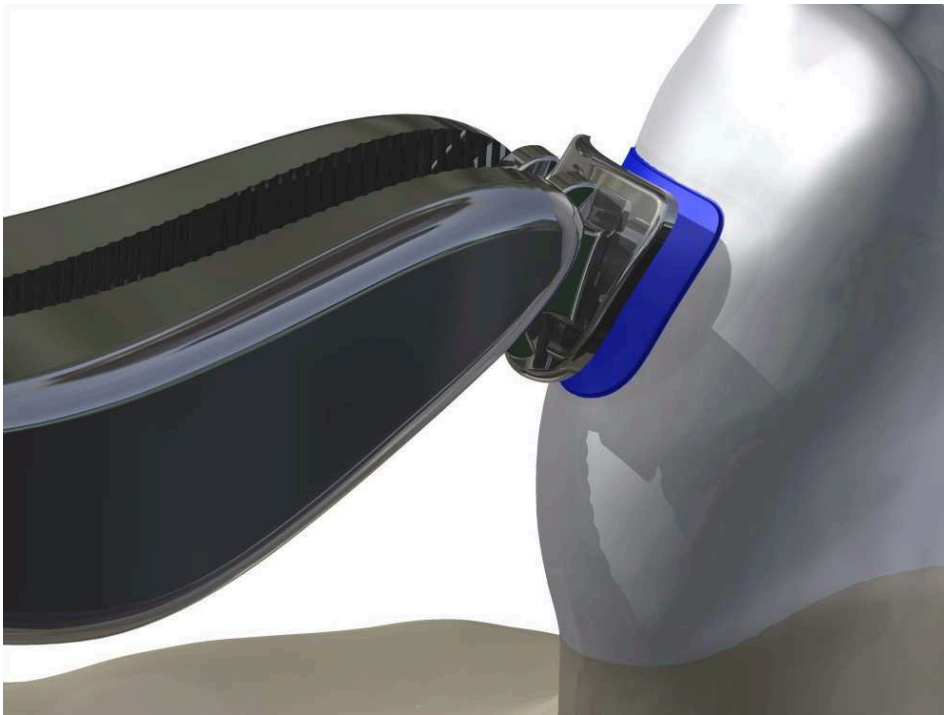


Abbildung 19 : Graphische Animation der Zugkraft

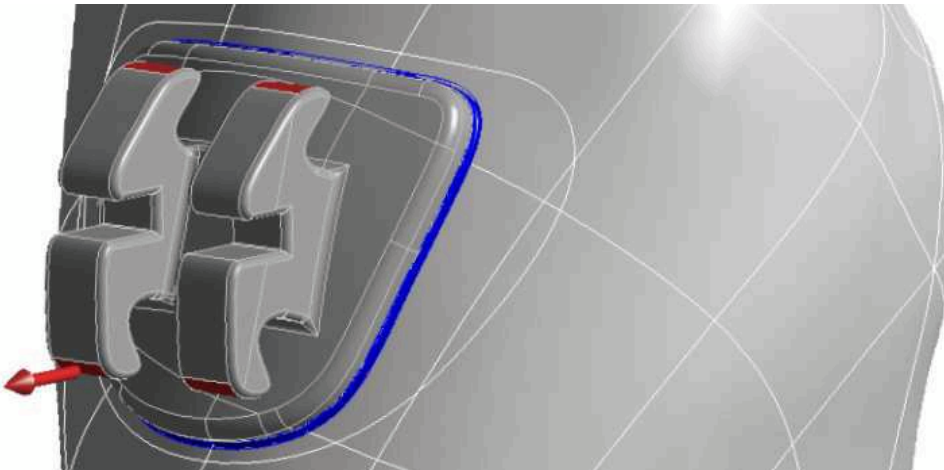


Abbildung 20 : Umsetzung der Zugkraft im Modell

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Statistische Verfahren

Die Messwerte der untersuchten Bereiche sind als unabhängige Stichproben aufzufassen. Im Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte sich keiner der Messbereiche in seinen Spannungswerten normalverteilt ( $p < 0,001$ ).

### 6.2 Ergebnisse für Scherkraft

Bei der Belastung des Brackets durch die Scherkraft entstand im Schmelz eine maximale Spannung von 41,96 MPa und eine minimale Spannung von 17,38 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Schmelz betrug 21,87 MPa bei einer Standardabweichung von 3,59 MPa. Der Median der Messpunkte im Schmelz betrug 21,07 MPa. Im Komposit betrug die maximale Spannung 40,00 MPa und die minimale Spannung 18,19 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Komposit betrug 23,27 MPa, bei einer Standardabweichung von 4,57 MPa. Der Median aller Messpunkte des Komposits betrug 21,94 MPa. Im Parodont zeigte sich eine maximale Spannung von 1,29 MPa und eine minimale Spannung von 0,22 MPa. Der Mittelwert aller Messpunkte des Parodonts lag bei 0,30 MPa und zeigte eine Standardabweichung von 0,12. Der Median der Messpunkte des Parodonts lag bei 0,26 MPa. Im Alveolarknochen wurde eine maximale Spannung von 11,79 MPa und eine minimale Spannung von 0,63 MPa gemessen. Der Mittelwert aller Messpunkte im Knochen lag bei 1,31 MPa mit einer Standardabweichung von 0,97 MPa. Der Median aller Messpunkte im Alveolarknochen lag bei 0,98 MPa. Die Unterschiede zwischen den Spannungen von Schmelz und Komposit wurden durch einen U-Test nach Mann und Whitney auf Signifikanz überprüft. Dieser zeigte für die Unterschiede der Messwerte in Schmelz und Komposit eine hohe Signifikanz ( $p < 0,001$ ).

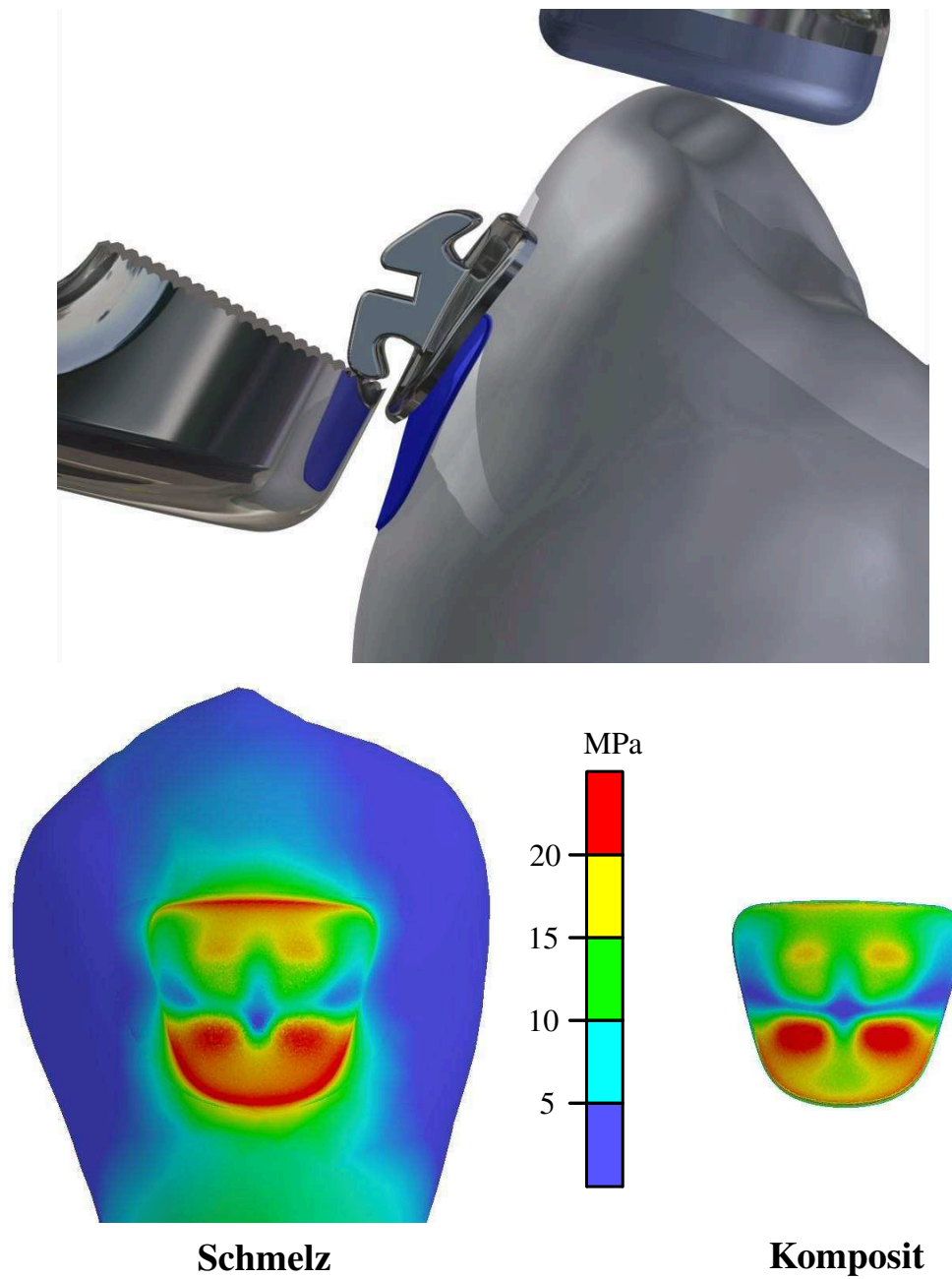


Abbildung 21 : Spannungen im Schmelz und Komposit bei Anwendung der Scherkraft

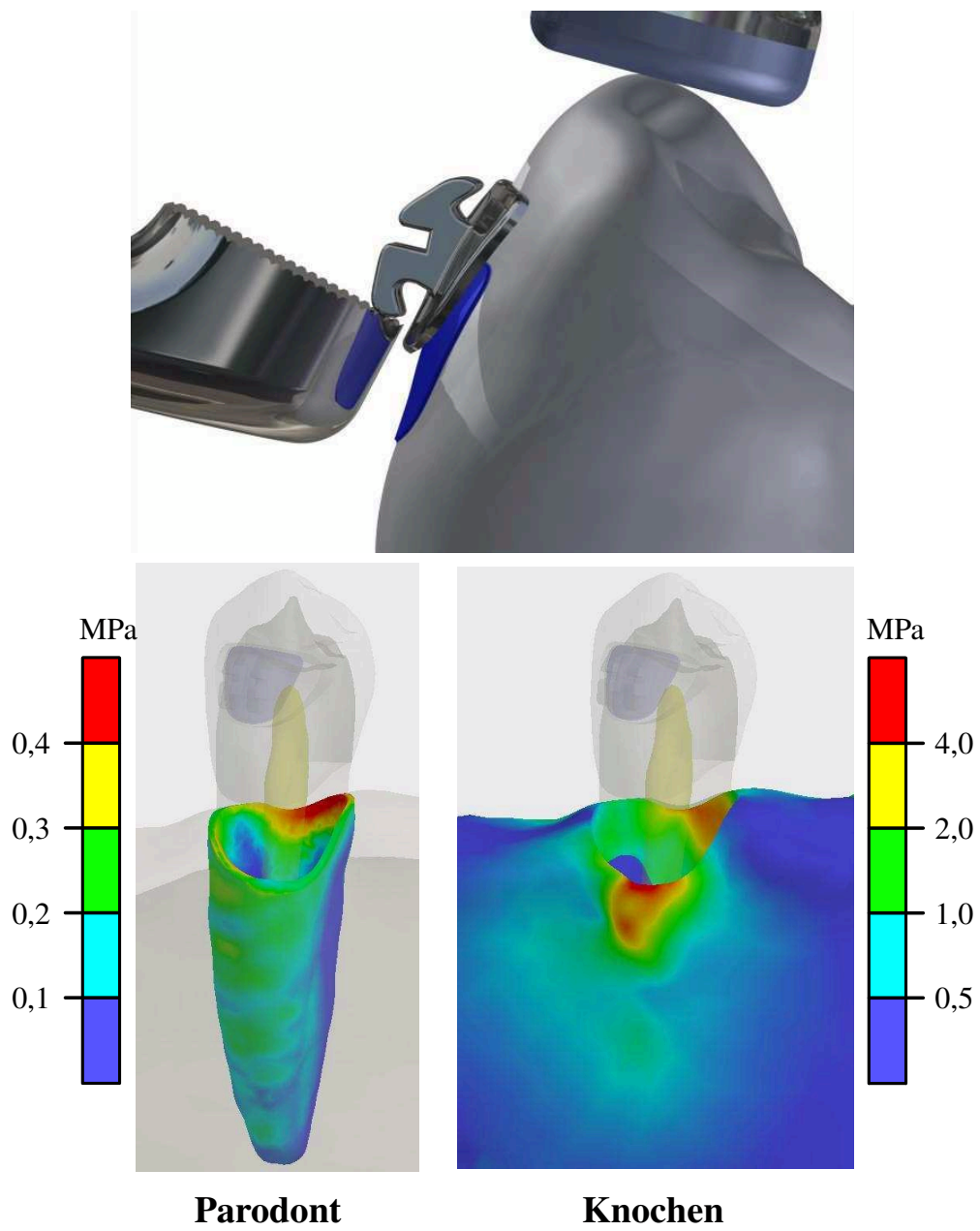


Abbildung 22 : Spannungen im Parodont und Knochen bei der Applikation der Scherkraft

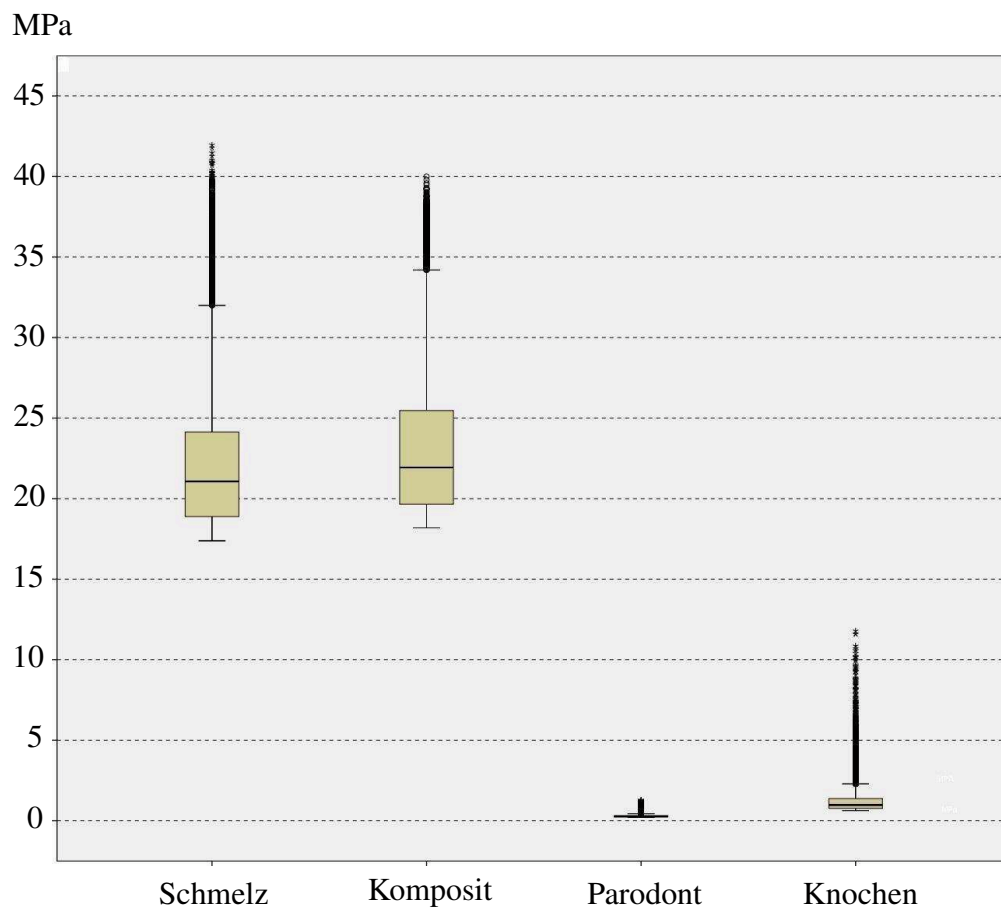


Abbildung 23 : Boxplot der Spannungen bei der Anwendung der Scherkraft



### 6.3 Ergebnisse für Kompression

Bei der Belastung des Brackets durch Kompression der Bracketflügel entstand im Schmelz eine maximale Spannung von 37,12 MPa und eine minimale Spannung von 18,94 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Schmelz betrug 26,45 MPa, bei einer Standardabweichung von 4,31 MPa. Der Median der Messpunkte im Schmelz betrug 26,48 MPa. Im Komposit betrug die maximale Spannung 40,00 MPa und die minimale Spannung 22,56 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Komposit betrug 27,57 MPa, bei einer Standardabweichung von 3,38 MPa. Der Median aller Messpunkte des Komposites betrug 27,12 MPa.

Im Parodont und Alveolarknochen lagen alle Messwerte bei 0,00 MPa.

Die Unterschiede zwischen den Spannungen von Schmelz und Komposit wurden durch einen U-Test nach Mann und Whitney auf Signifikanz überprüft. Dieser zeigte für die Unterschiede der Messwerte in Schmelz und Komposit eine hohe Signifikanz ( $p < 0,001$ ).

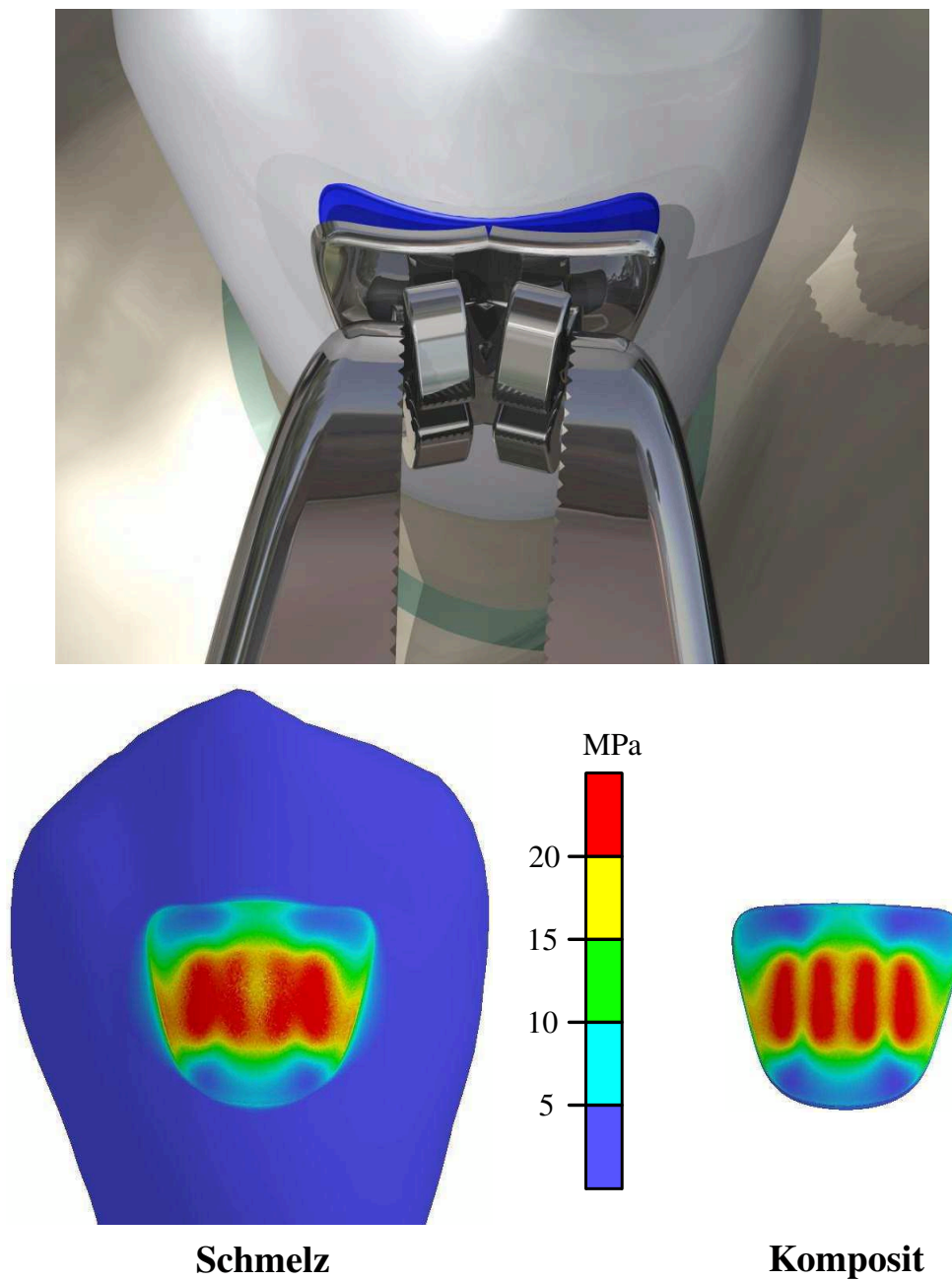


Abbildung 24 : Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Kompression der Bracketflügel

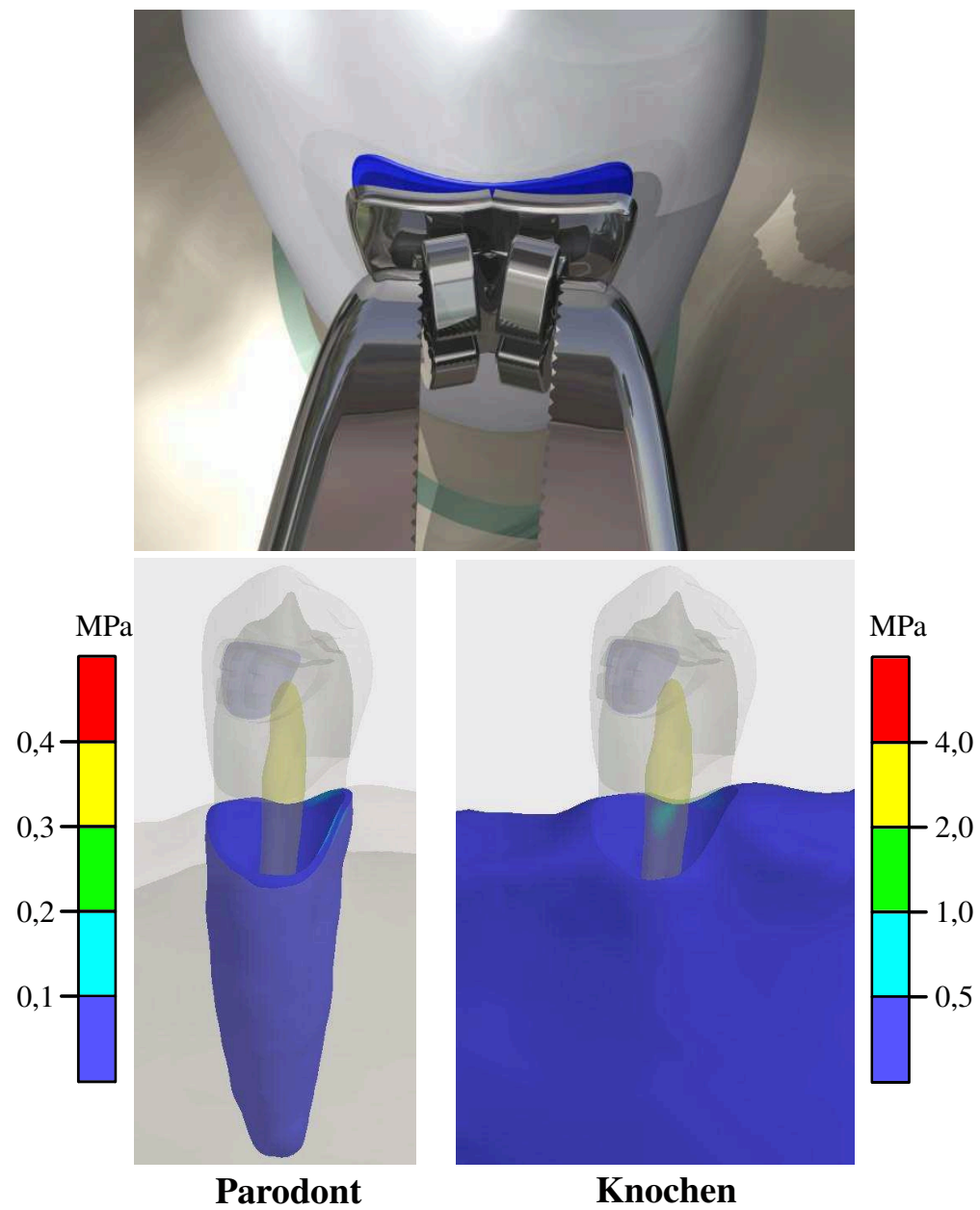


Abbildung 25 : Spannungen im Parodont und Knochen bei der Kompression der Bracketflügel

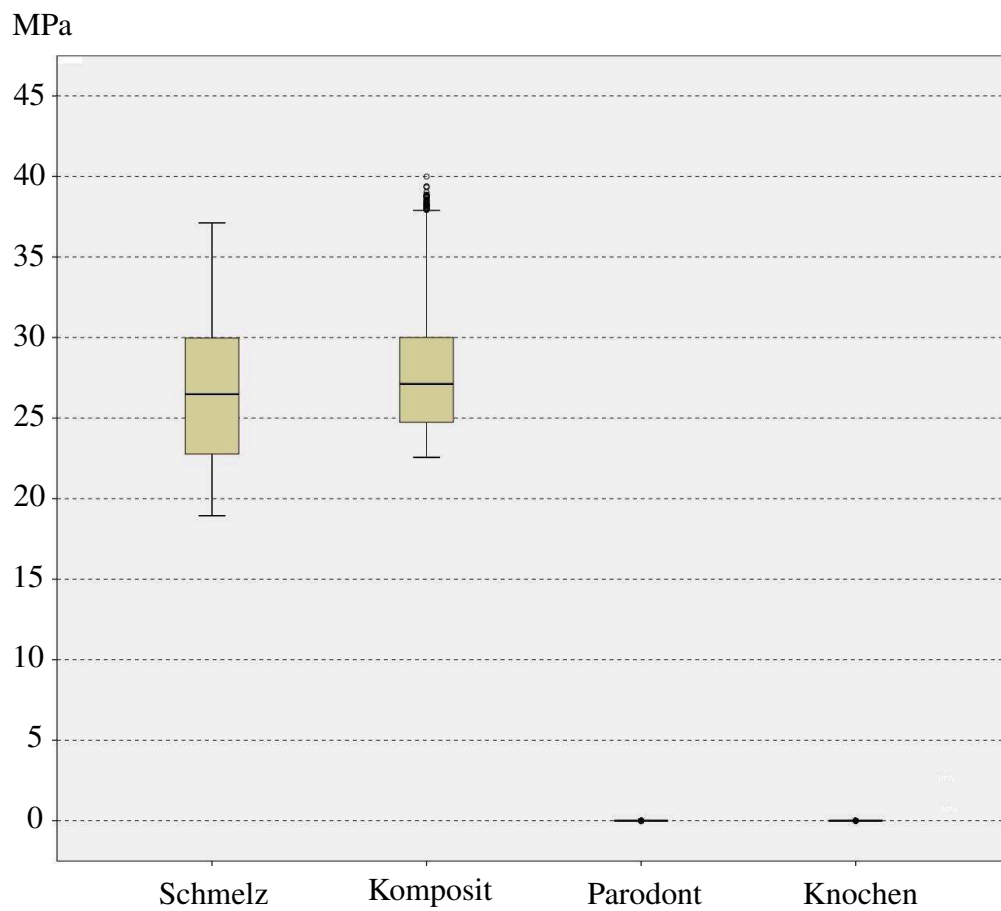


Abbildung 26 : Boxplot der Spannungen bei der Kompression der Bracketflügel

#### 6.4 Ergebnisse für Drehung Achse oro-vestibulär

Bei der Belastung des Brackets durch eine Drehung um die oro-vestibuläre Achse entstand im Schmelz eine maximale Spannung von 44,18 MPa und eine minimale Spannung von 20,08 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Schmelz betrug 24,64 MPa, bei einer Standardabweichung von 3,92 MPa. Der Median der Messpunkte im Schmelz betrug 23,57 MPa. Im Komposit betrug die maximale Spannung 40,00 MPa und die minimale Spannung 19,32 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Komposit betrug 23,81 MPa, bei einer Standardabweichung von 4,08 MPa. Der Median aller Messpunkte des Komposites betrug 22,50 MPa.

Im Parodont zeigte sich eine maximale Spannung von 0,75 MPa und eine minimale Spannung von 0,11 MPa. Der Mittelwert aller Messpunkte des Parodonts lag bei 0,18 MPa und zeigte eine Standardabweichung von 0,09 MPa. Der Median der Messpunkte des Parodonts lag bei 0,15 MPa. Im Alveolarknochen wurde eine maximale Spannung von 2,89 MPa und eine minimale Spannung von 0,43 MPa gemessen. Der Mittelwert aller Messpunkte im Knochen lag bei 0,69 MPa, bei einer Standardabweichung von 0,24 MPa. Der Median aller Messpunkte im Alveolarknochen lag bei 0,62 MPa.

Die Unterschiede zwischen den Spannungen von Schmelz und Komposit wurden durch einen U-Test nach Mann und Whitney auf Signifikanz überprüft. Dieser zeigte für die Unterschiede der Messwerte in Schmelz und Komposit eine hohe Signifikanz ( $p < 0,001$ ).

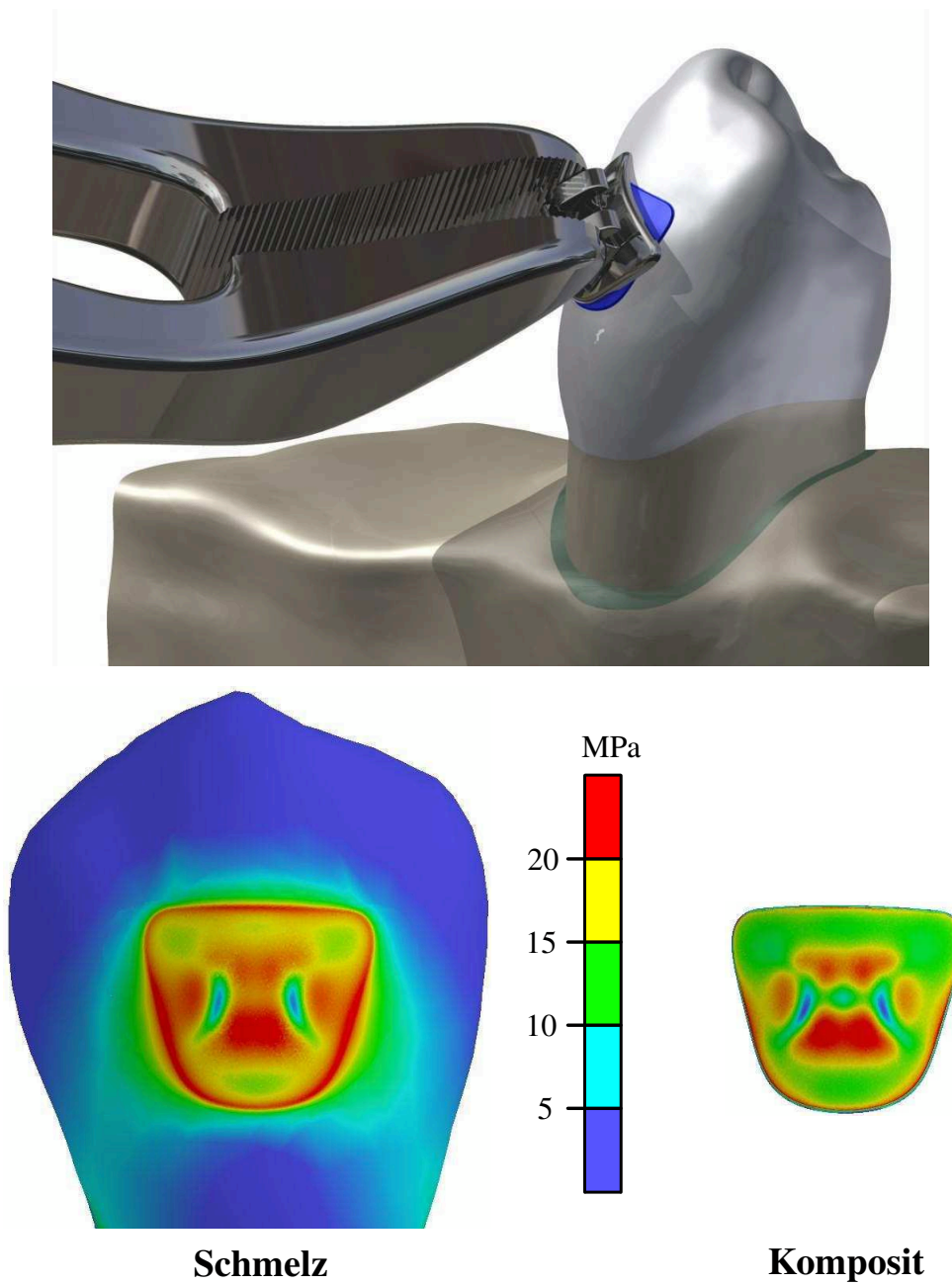


Abbildung 27 : Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse

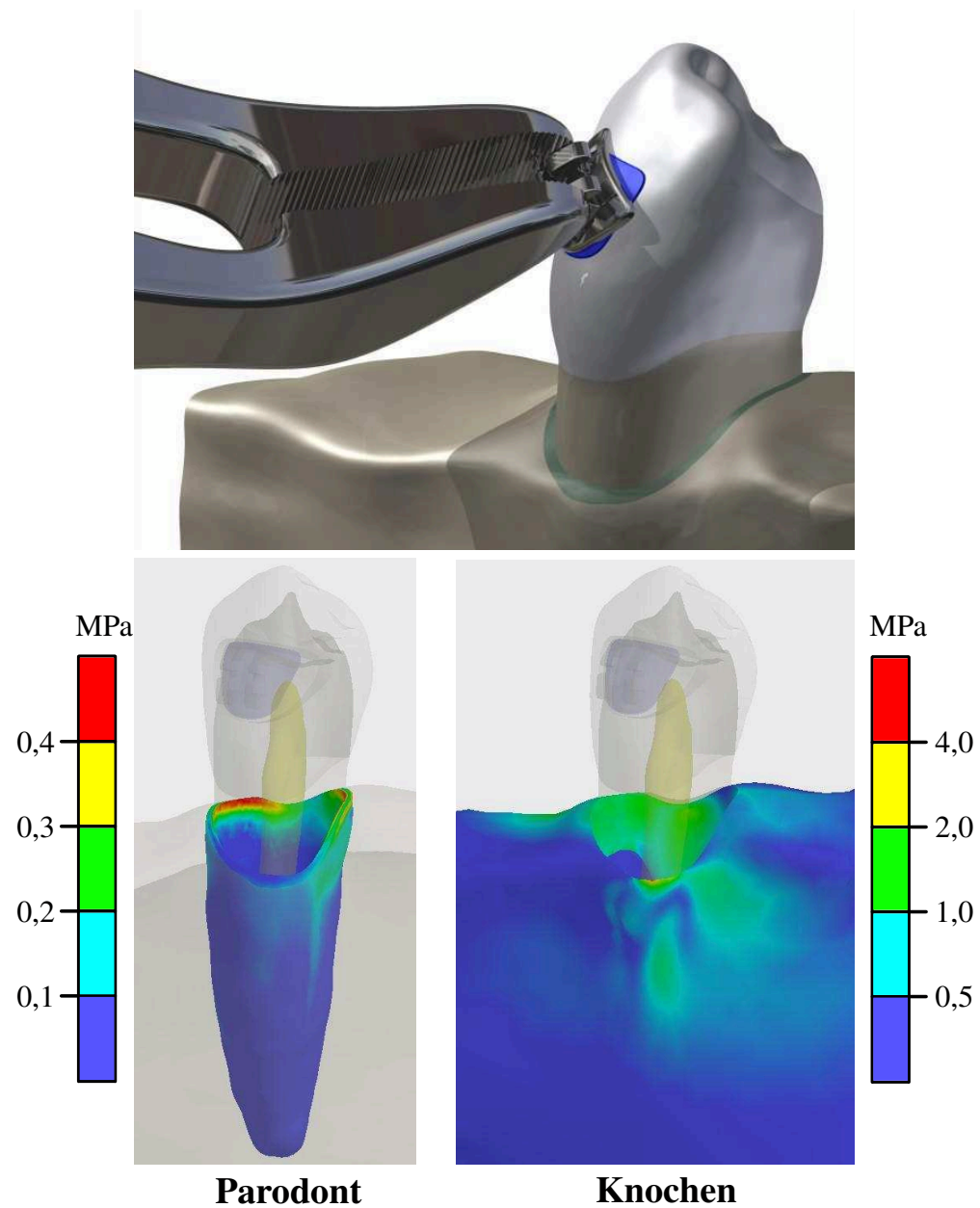


Abbildung 28 : Spannungen im Parodont und Knochen bei der Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse

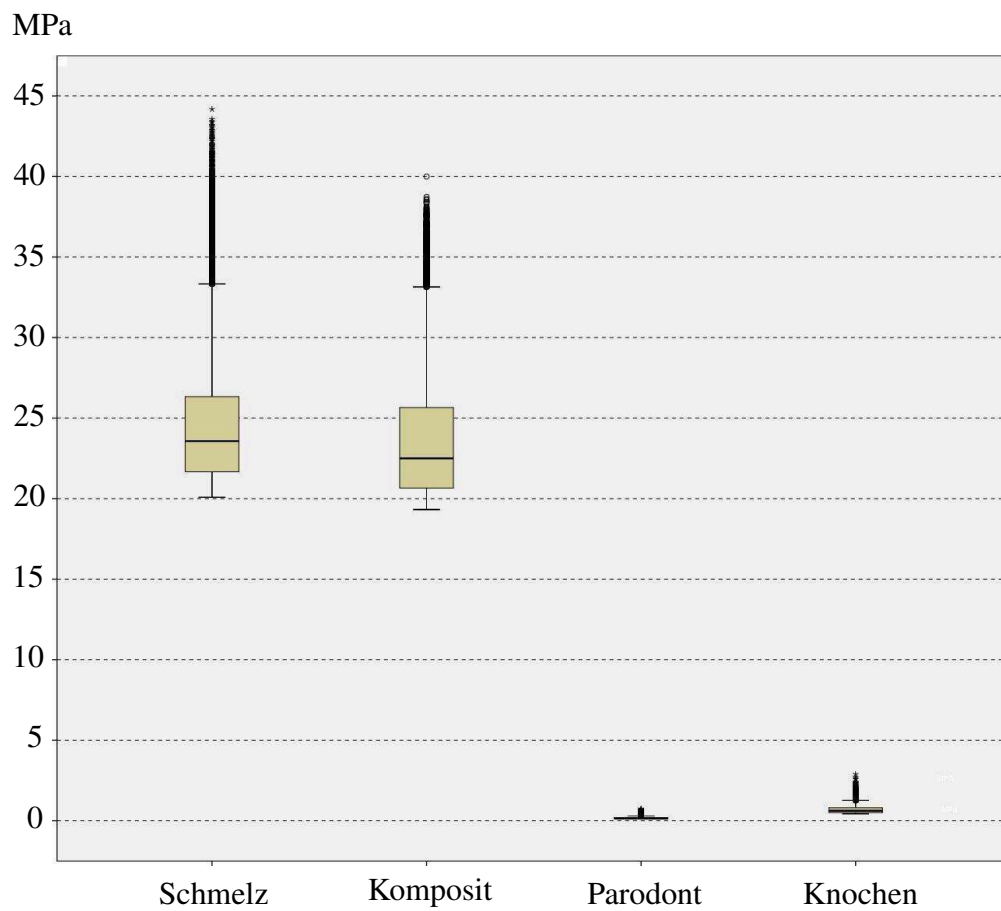


Abbildung 29 : Boxplot der Spannungen bei der Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse



### 6.5 Ergebnisse für Drehung Achse mesio-distal

Bei der Belastung des Brackets durch eine Drehung um die mesio-distale Achse entstand im Schmelz eine maximale Spannung von 35,18 MPa und eine minimale Spannung von 15,88 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Schmelz betrug 21,89 MPa, bei einer Standardabweichung von 4,15 MPa. Der Median der Messpunkte im Schmelz betrug 21,22 MPa. Im Komposit betrug die maximale Spannung 40,00 MPa und die minimale Spannung 17,69 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Komposit betrug 24,71 MPa, bei einer Standardabweichung von 4,96 MPa. Der Median aller Messpunkte des Komposites betrug 24,00 MPa.

Im Parodont zeigte sich eine maximale Spannung von 0,37 MPa und eine minimale Spannung von 0,06 MPa. Der Mittelwert aller Messpunkte des Parodonts lag bei 0,09 MPa und zeigte eine Standardabweichung von 0,04 MPa. Der Median der Messpunkte des Parodonts lag bei 0,08 MPa. Im Alveolarknochen wurde eine maximale Spannung von 3,27 MPa und eine minimale Spannung von 0,18 MPa gemessen. Der Mittelwert aller Messpunkte im Knochen lag bei 0,37 MPa, bei einer Standardabweichung von 0,27 MPa. Der Median aller Messpunkte im Alveolarknochen lag bei 0,26 MPa.

Die Unterschiede zwischen den Spannungen von Schmelz und Komposit wurden durch einen U-Test nach Mann und Whitney auf Signifikanz überprüft. Dieser zeigte für die Unterschiede der Messwerte in Schmelz und Komposit eine hohe Signifikanz ( $p < 0,001$ ).

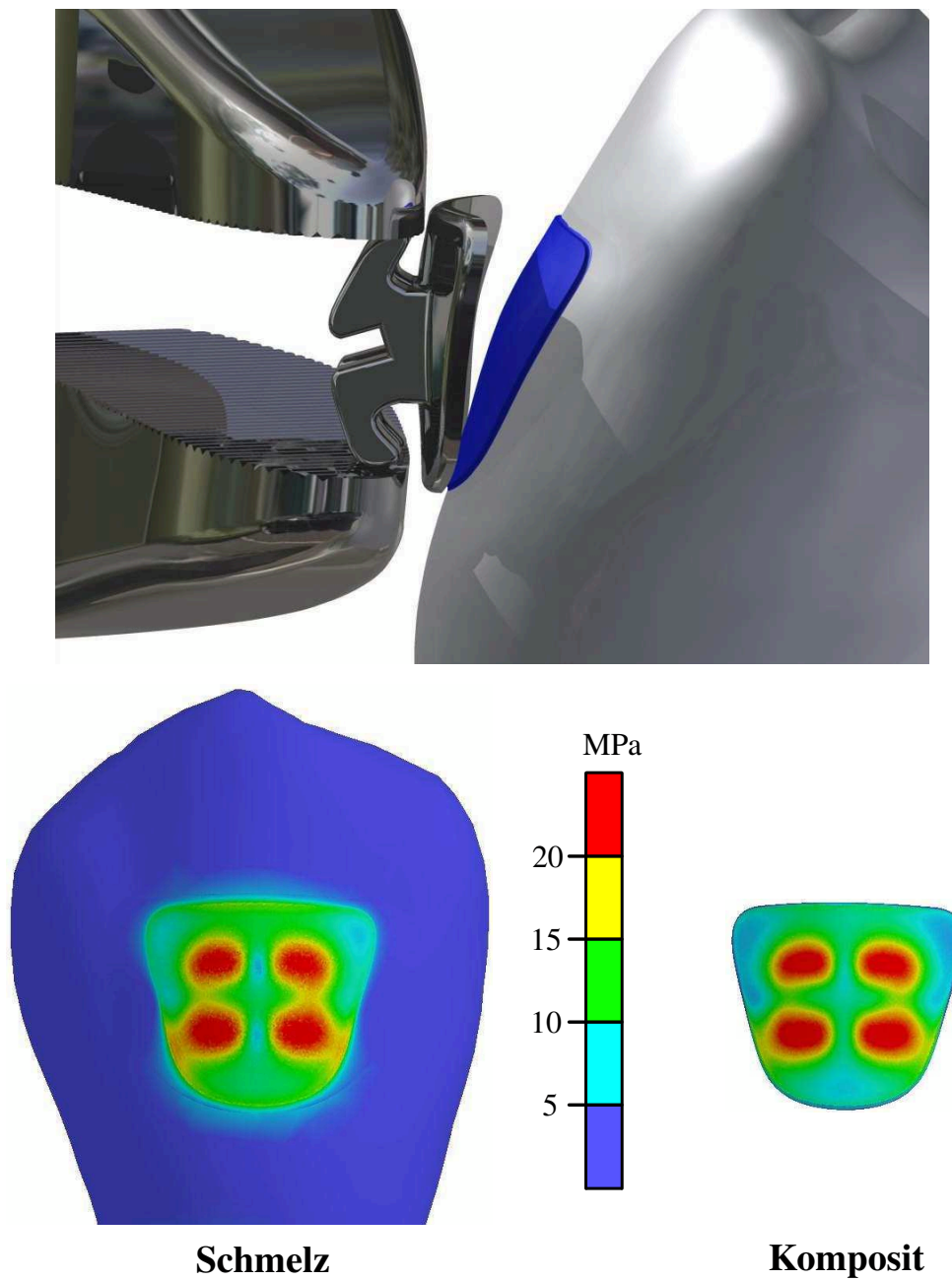


Abbildung 30 : Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse

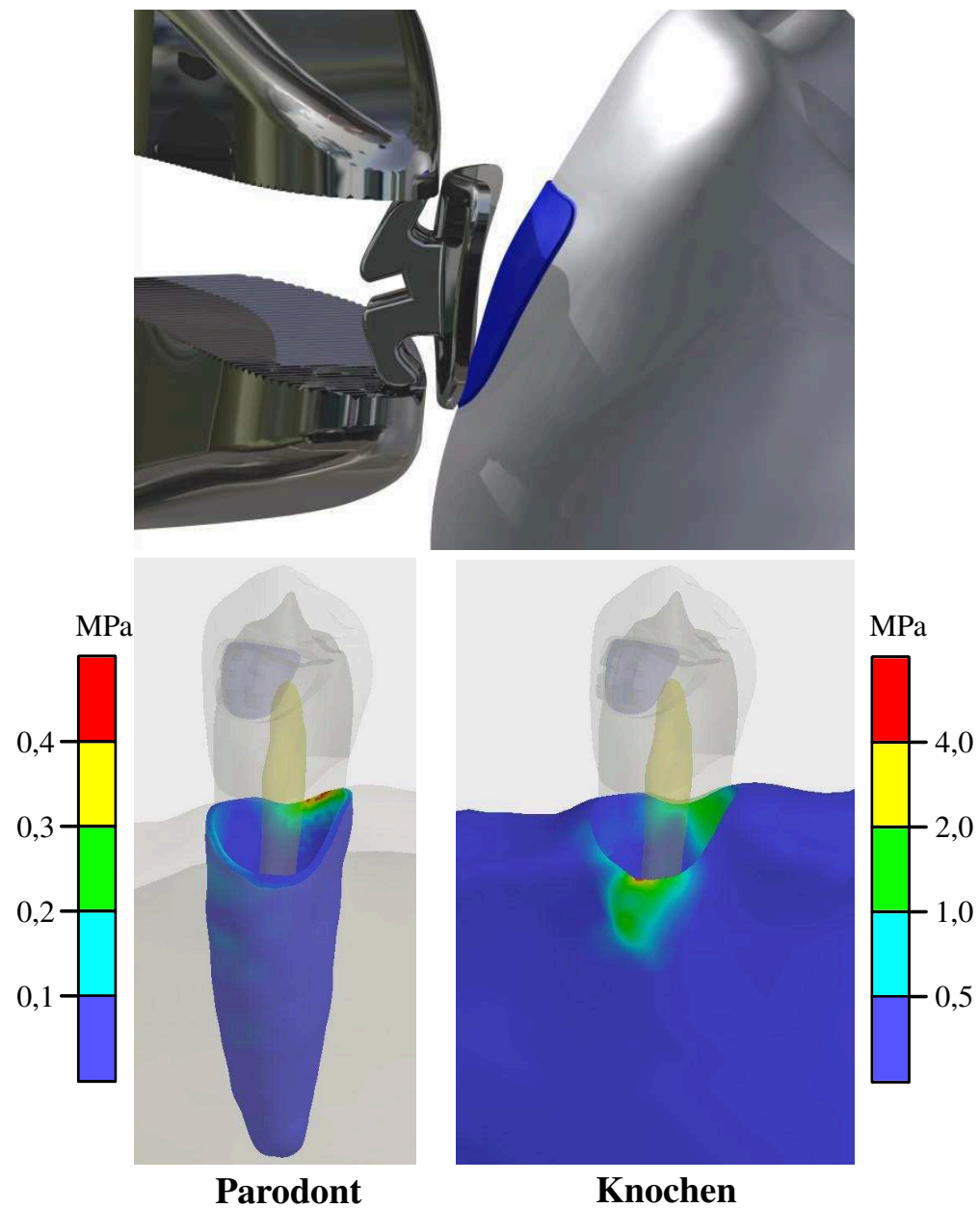


Abbildung 31 : Spannungen im Parodont und Knochen bei der Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse

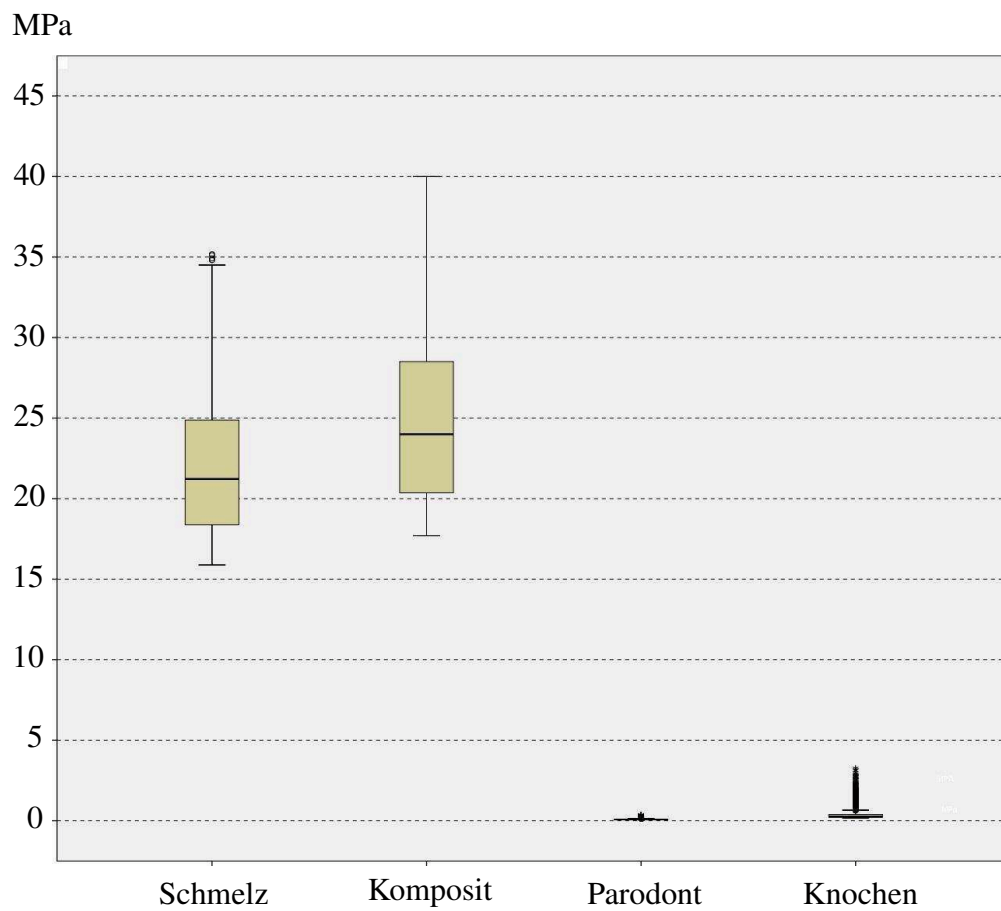


Abbildung 32 : Boxplot der Spannungen bei der Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse

## 6.6 Ergebnisse für Zug

Bei der Belastung des Brackets durch die Zugkraft entstand im Schmelz eine maximale Spannung von 34,26 MPa und eine minimale Spannung von 14,44 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Schmelz betrug 19,31 MPa bei einer Standardabweichung von 3,88 MPa. Der Median der Messpunkte im Schmelz betrug 18,35 MPa. Im Komposit betrug die maximale Spannung 40,00 MPa und die minimale Spannung 15,64 MPa. Der Mittelwert der Spannungen im Komposit betrug 22,89 MPa, bei einer Standardabweichung von 5,11 MPa. Der Median aller Messpunkte des Komposites betrug 22,15 MPa.

Im Parodont zeigte sich eine Maximale Spannung von 6,21 MPa und eine minimale Spannung von 0,92 MPa. Der Mittelwert aller Messpunkte des Parodonts lag bei 1,40 MPa und zeigte eine Standardabweichung von 0,66 MPa. Der Median der Messpunkte des Parodonts lag bei 1,17 MPa. Im Alveolarknochen wurde eine maximale Spannung von 73,56 MPa und eine minimale Spannung von 3,36 MPa gemessen. Der Mittelwert aller Messpunkte im Knochen lag bei 7,40 MPa bei einer Standardabweichung von 6,02 MPa. Der Median aller Messpunkte im Alveolarknochen lag bei 5,23 MPa.

Die Unterschiede zwischen den Spannungen von Schmelz und Komposit wurden durch einen U-Test nach Mann und Whitney auf Signifikanz überprüft. Dieser zeigte für die Unterschiede der Messwerte in Schmelz und Komposit eine hohe Signifikanz ( $p < 0,001$ ).

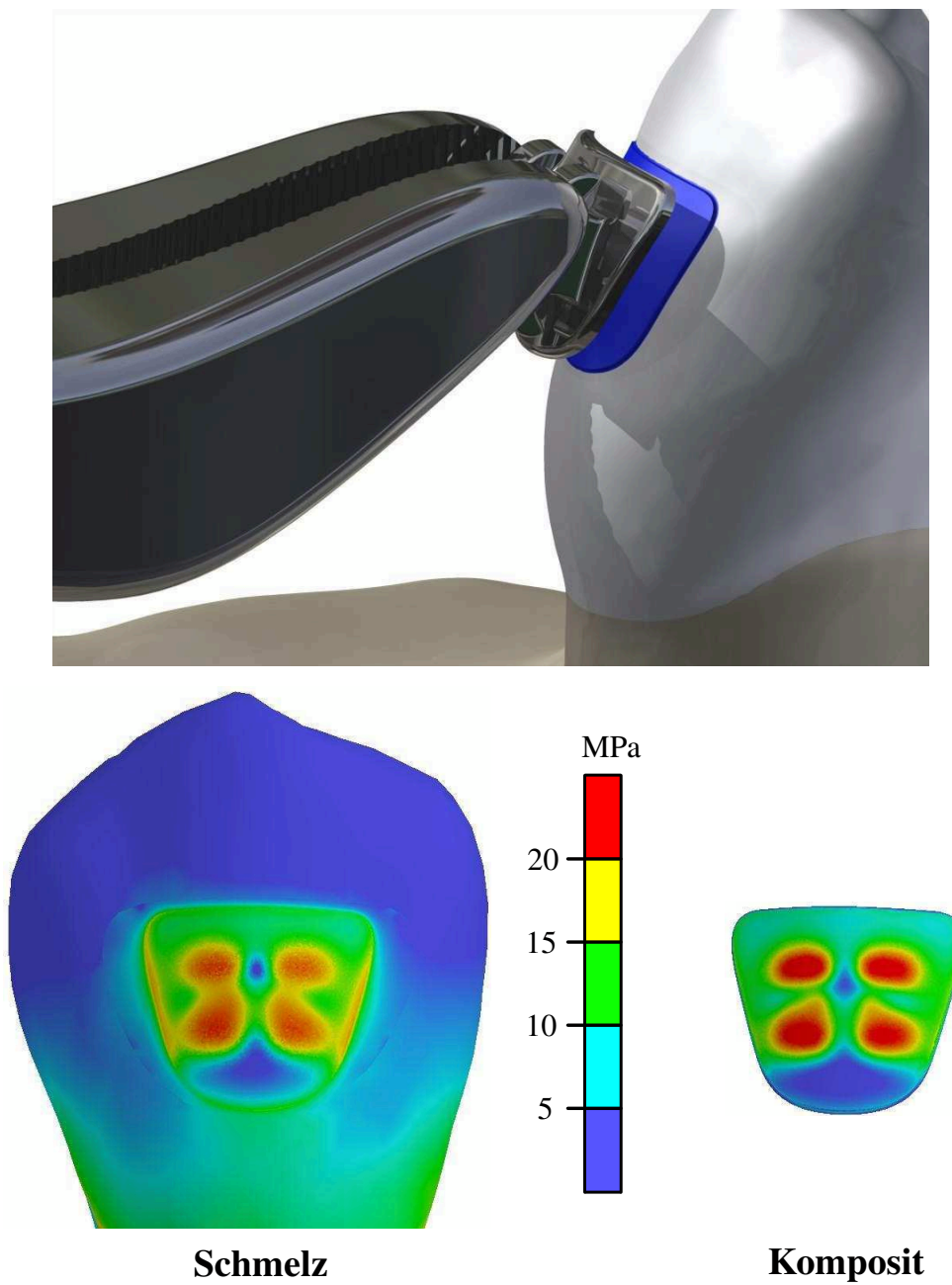


Abbildung 33 : Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Anwendung der Zugkraft

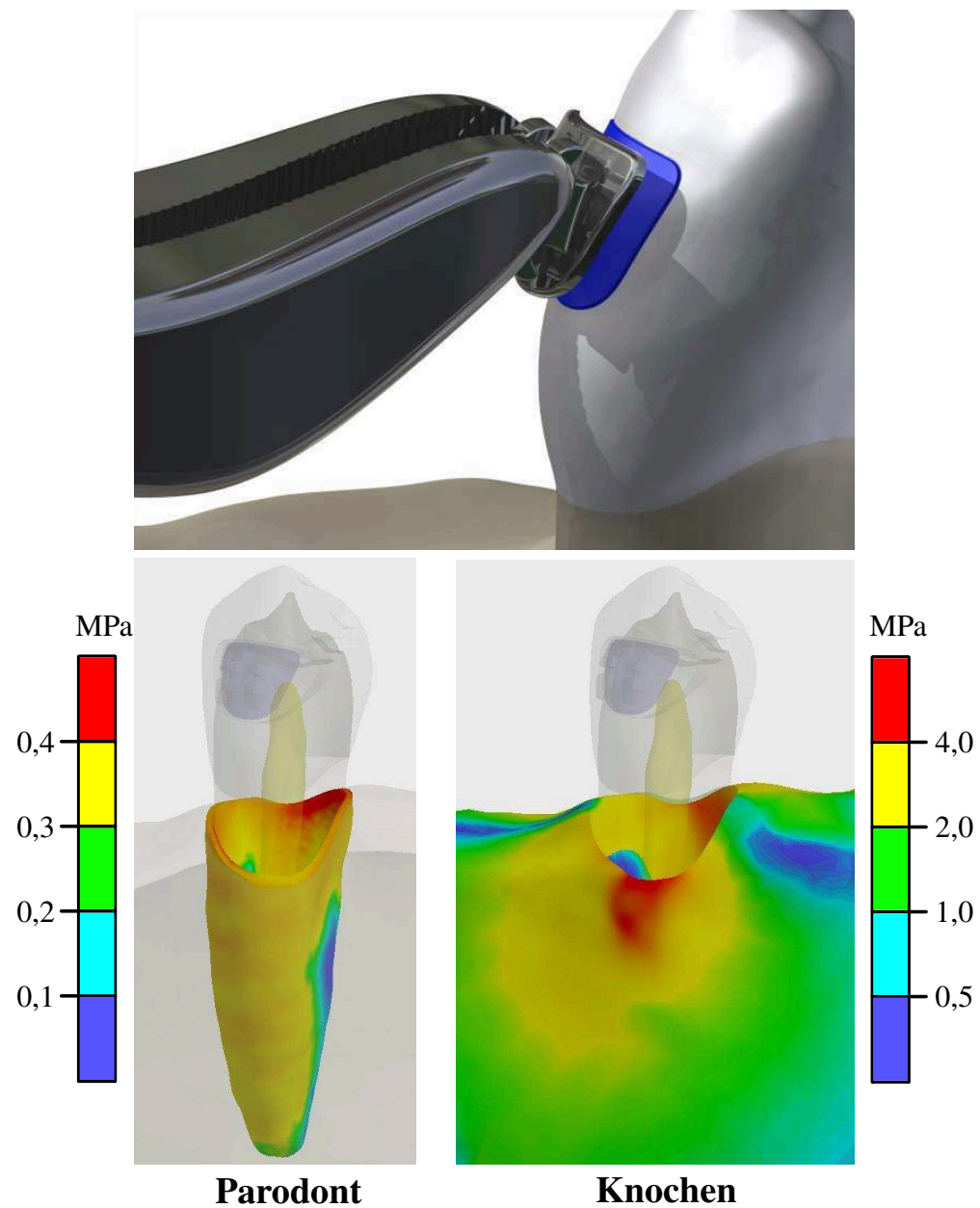


Abbildung 34 : Spannungen im Parodont und Knochen bei der Anwendung der Zugkraft

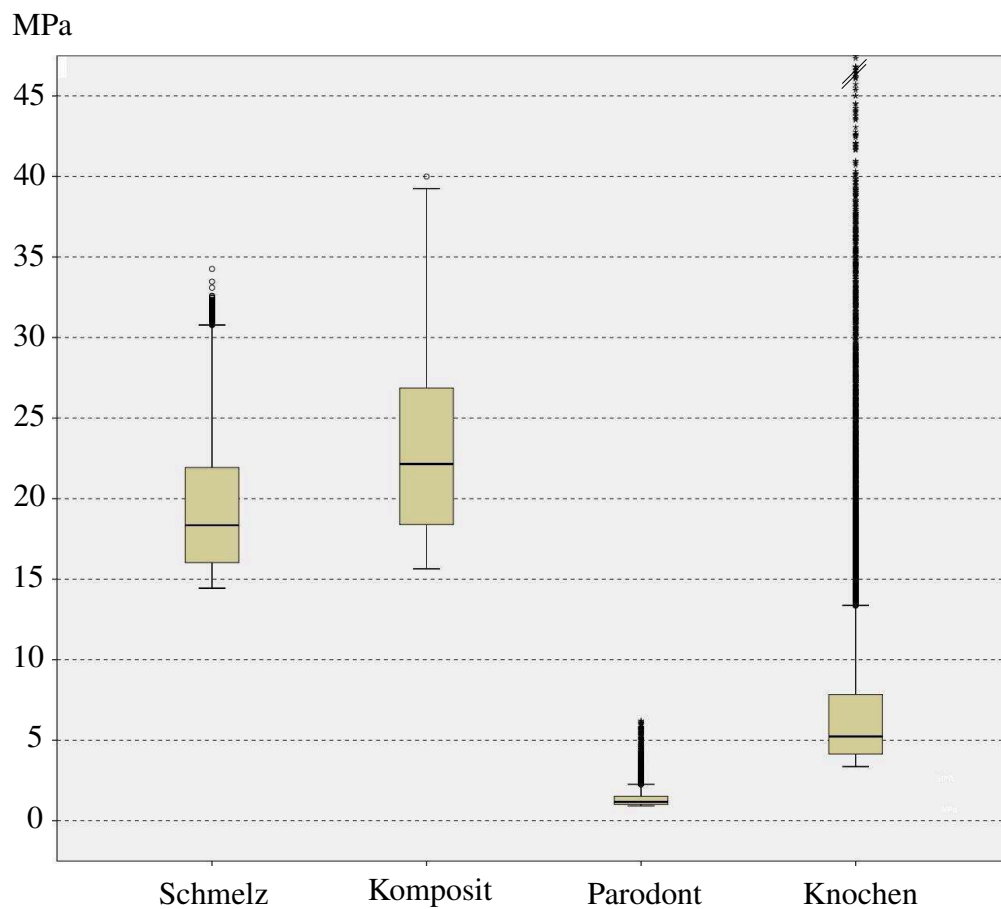


Abbildung 35 : Boxplot der Spannungen bei der Anwendung der Zugkraft

## 6.7 Betrachtung der Spannungsverhältnisse

Zur Visualisierung der Spannungsverhältnisse wurden die Messwerte im Zahnschmelz, Komposit, Parodont und Knochen für jede Art der Kraftapplikation ihrer Größe nach in einer Rangfolge aufgelistet. Dabei entsprach der Rangwert 1 dem höchsten Messwert innerhalb der entsprechenden Geometrie. In Abbildung 36 sind die Rangwerte der obersten zweihundert Messwerte und der obersten vierzigtausend Messwerte für die unterschiedlichen Materialien gegeneinander aufgetragen.



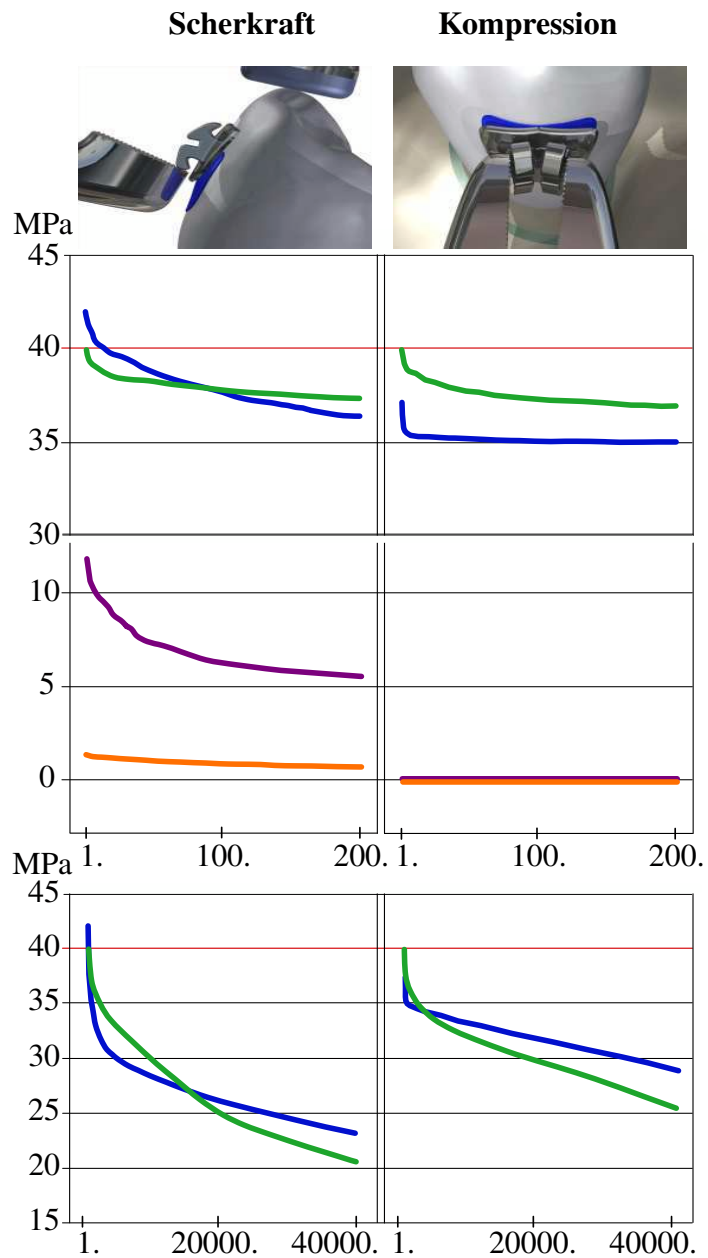
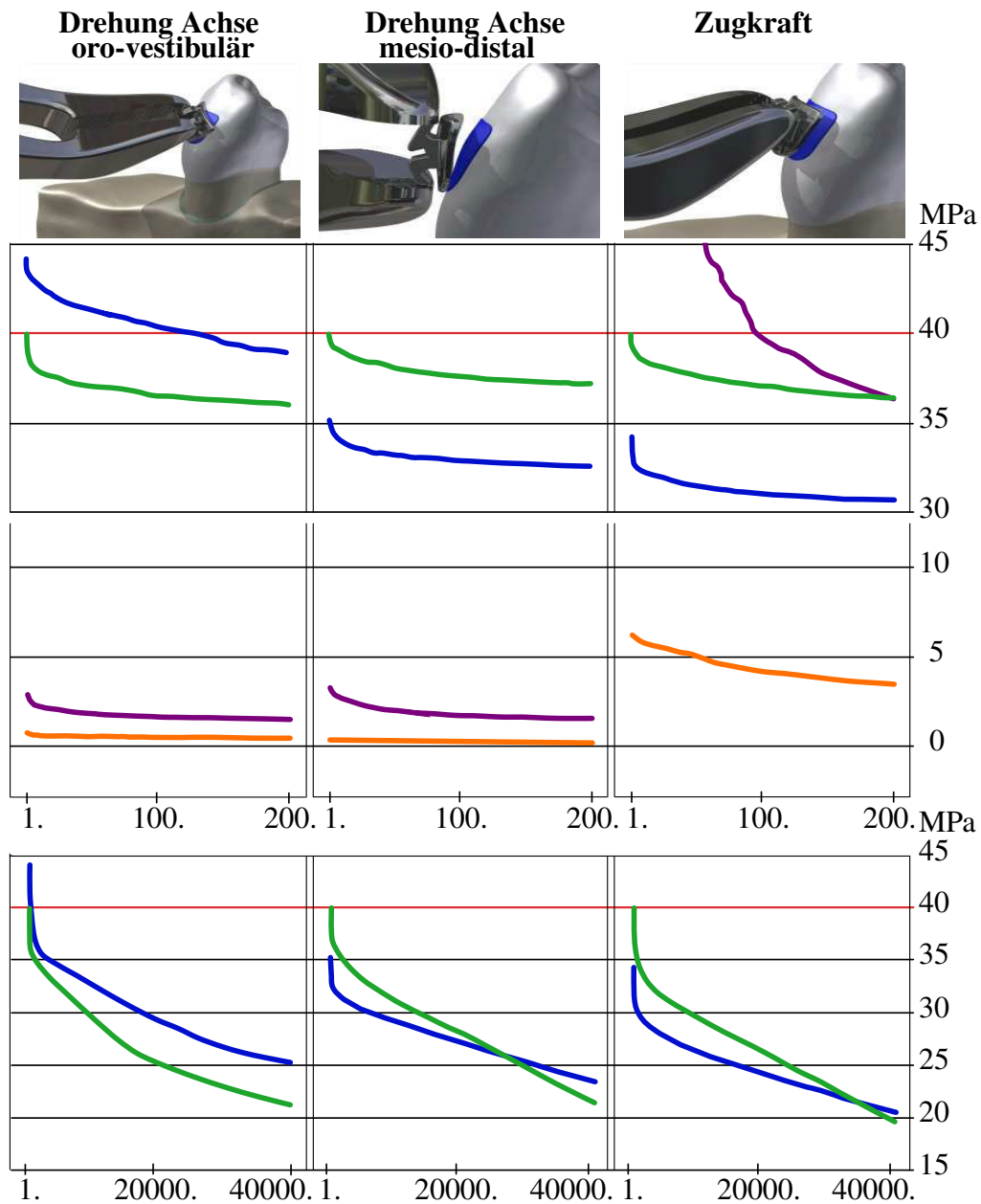


Abbildung 36 : Verlauf der Spannungen bei unterschiedlichen Belastungsarten für die jeweils 1.-200. und 1.-40000. höchsten Messwerte



### 6.8 Belastung des Schmelzes bei unterschiedlichen Belastungsarten

Zur Überprüfung, ob es zwischen allen Belastungsarten im Schmelz überhaupt einen signifikanten Unterschied der Spannungen gibt, wurde ein H-Test nach Kruskal und Wallis durchgeführt. Der Test ergab, dass es mit hoher Signifikanz zwischen allen Belastungen mindestens einen signifikanten Unterschied gibt ( $p < 0,001$ ). Zur Untersuchung welche Belastungen sich signifikant unterscheiden, wurden alle Lastfälle paarweise durch einen U-Test nach Mann und Whitney geprüft. Die Tests zeigten, dass sich alle Belastungen des Schmelzes signifikant voneinander unterscheiden ( $p < 0,001$ ). Die Übersicht der Spannungen im Schmelz ist für die unterschiedlichen Lastfälle in Abbildung 37 als Boxplot dargestellt. In Abbildung 38 ist die farbenkodierte Belastung des Schmelzes in den unterschiedlichen Lastfällen dargestellt.

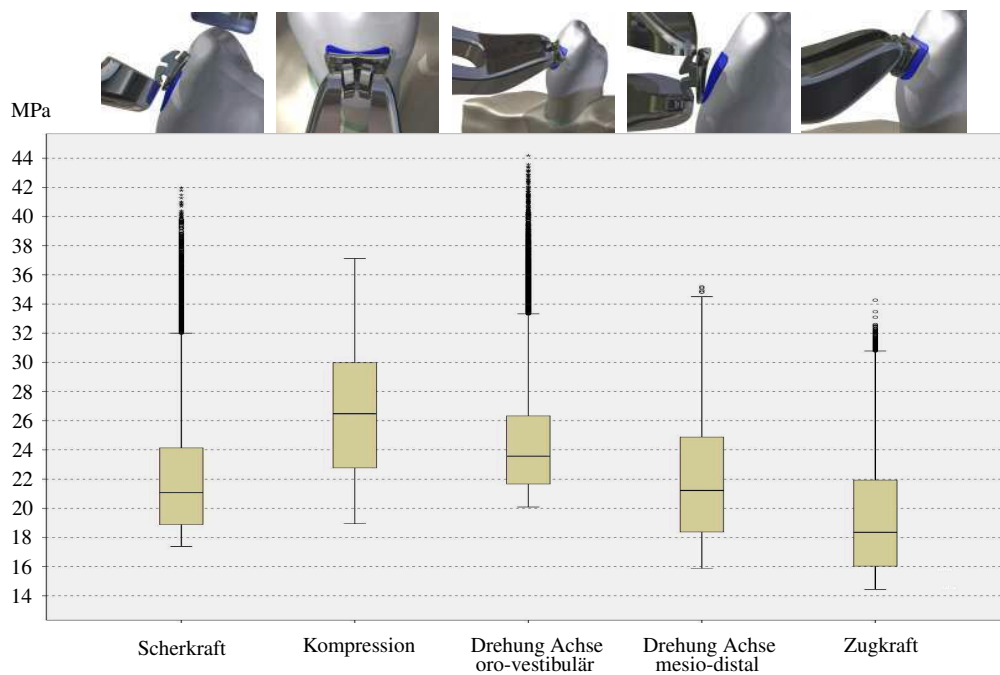


Abbildung 37 : Vergleich der Spannungen im Schmelz

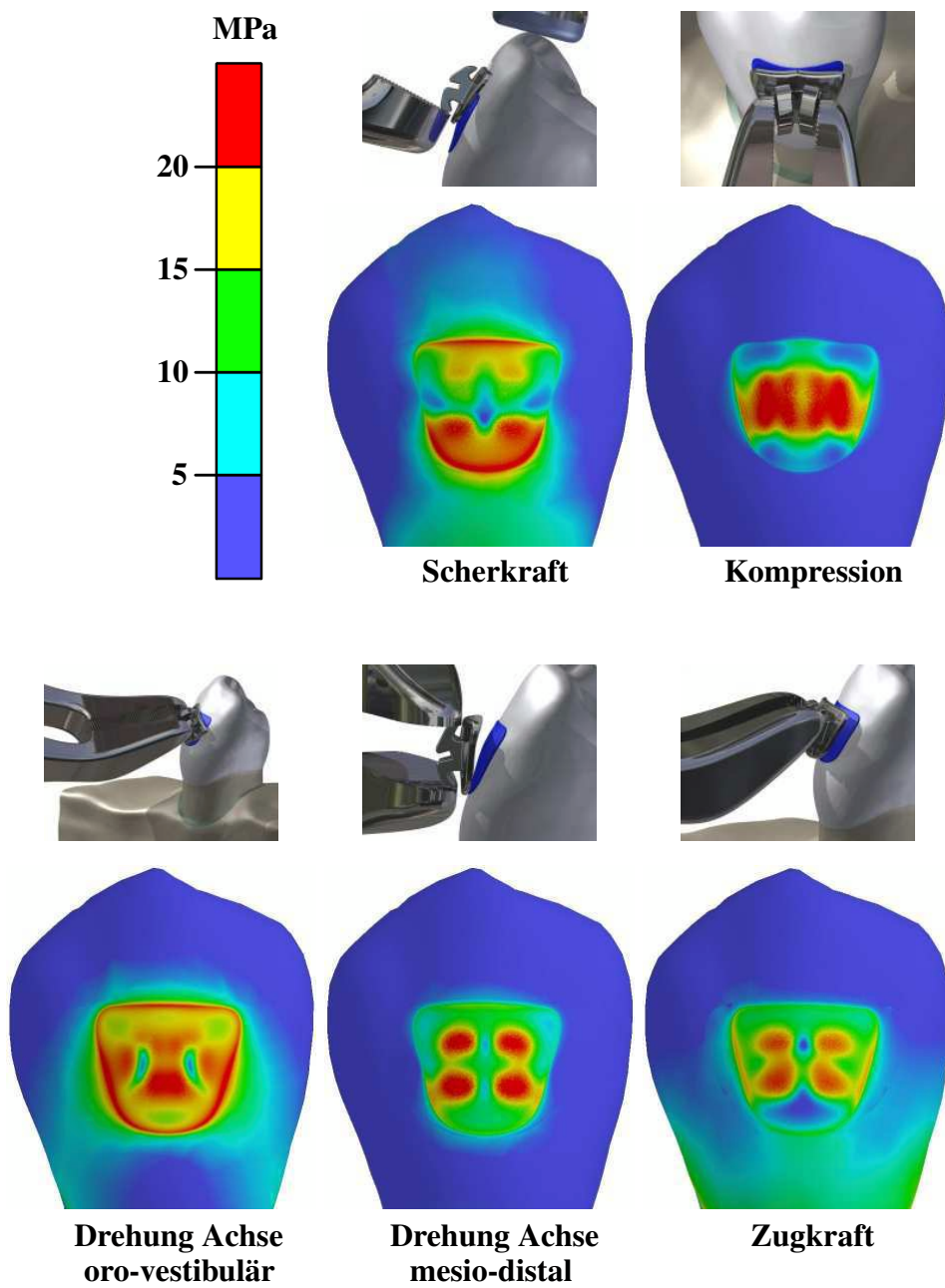


Abbildung 38 : Übersicht der Spannungen im Zahnschmelz bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung

### 6.9 Belastung im Komposit bei unterschiedlichen Belastungsarten

Zur Überprüfung, ob es zwischen allen Belastungsarten im Komposit überhaupt einen signifikanten Unterschied der Spannungen gibt, wurde ein H-Test nach Kruskal und Wallis durchgeführt. Der Test ergab, dass es mit hoher Signifikanz zwischen allen Belastungen mindestens einen signifikanten Unterschied gibt ( $p < 0,001$ ). Zur Untersuchung welche Belastungen sich signifikant unterscheiden, wurden alle Lastfälle paarweise durch einen U-Test nach Mann und Whitney geprüft. Die Tests zeigten, dass sich alle Belastungen des Schmelzes signifikant voneinander unterscheiden ( $p < 0,001$ ). Die Übersicht der Spannungen im Komposit ist für die unterschiedlichen Lastfälle in Abbildung 39 als Boxplot dargestellt. In Abbildung 40 ist die farbenkodierte Belastung des Komposits in den unterschiedlichen Lastfällen dargestellt.

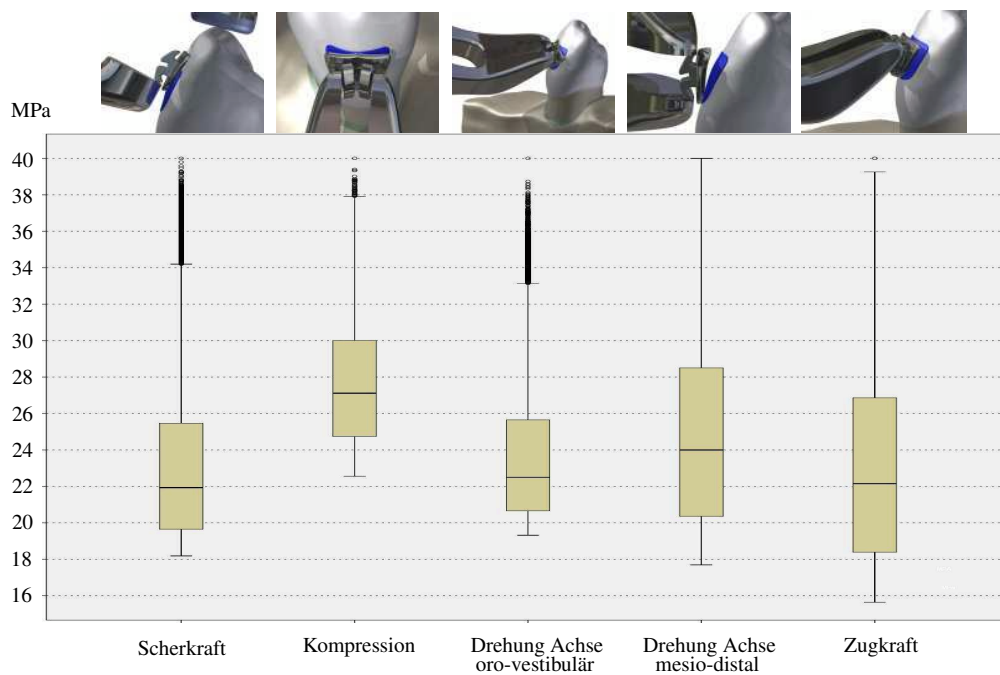


Abbildung 39 : Vergleich der Spannungen im Komposit

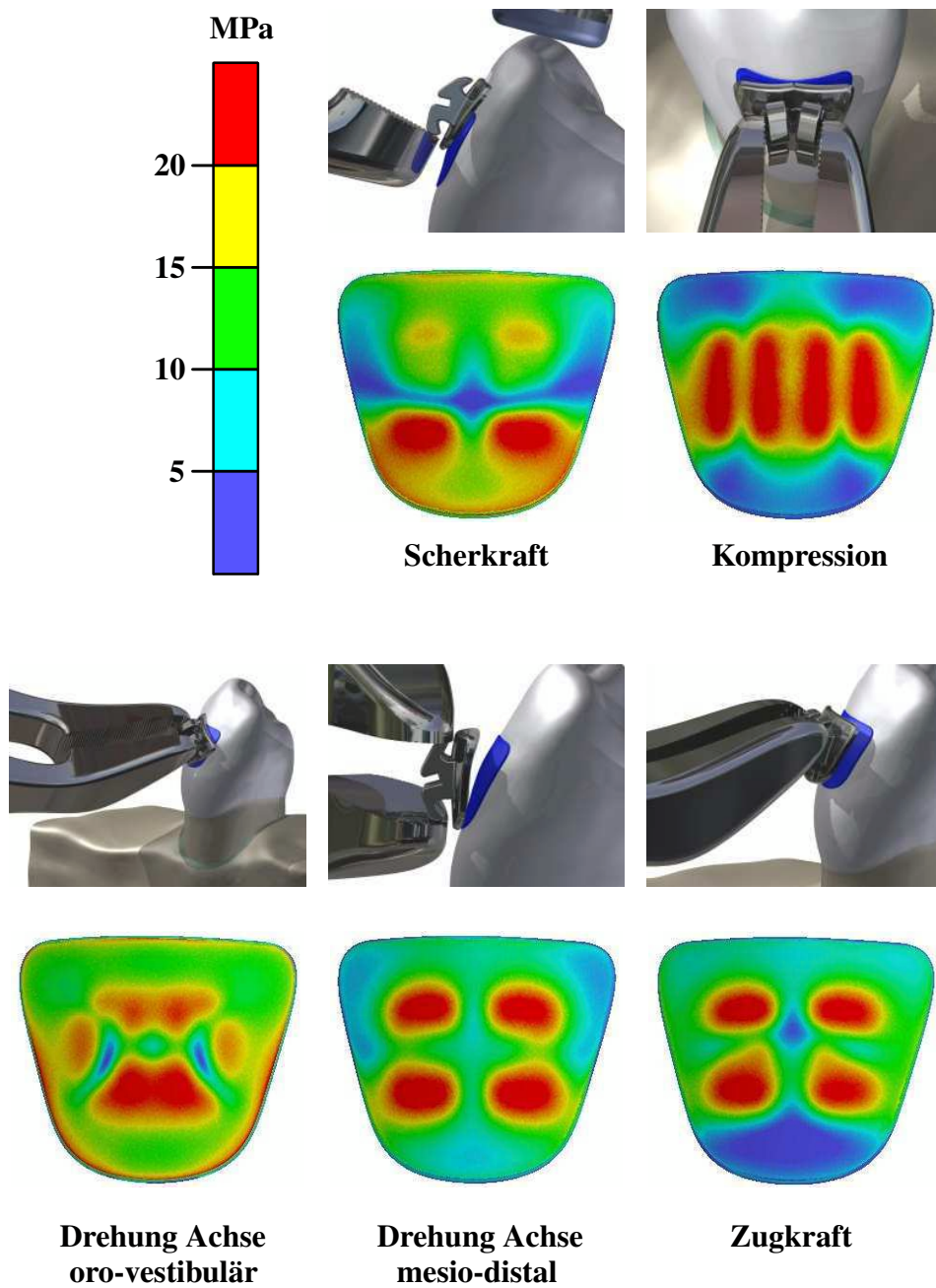


Abbildung 40 : Übersicht der Spannungen im Befestigungskomposit bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung

### 6.10 Belastung im Parodont bei unterschiedlichen Belastungsarten

Zur Überprüfung, ob es zwischen allen Belastungsarten im Parodont überhaupt einen signifikanten Unterschied der Spannungen gibt, wurde ein H-Test nach Kruskal und Wallis durchgeführt. Der Test ergab, dass es mit hoher Signifikanz zwischen allen Belastungen mindestens einen signifikanten Unterschied gibt ( $p < 0,001$ ). Zur Untersuchung welche Belastungen sich signifikant unterscheiden, wurden alle Lastfälle paarweise durch einen U-Test nach Mann und Whitney geprüft. Die Tests zeigten, dass sich alle Belastungen des Parodonts signifikant voneinander unterscheiden ( $p < 0,001$ ). Die Übersicht der Spannungen im Parodont ist für die unterschiedlichen Lastfälle in Abbildung 41 als Boxplot dargestellt. In Abbildung 42 ist die farbenkodierte Belastung des Parodonts in den unterschiedlichen Lastfällen dargestellt.

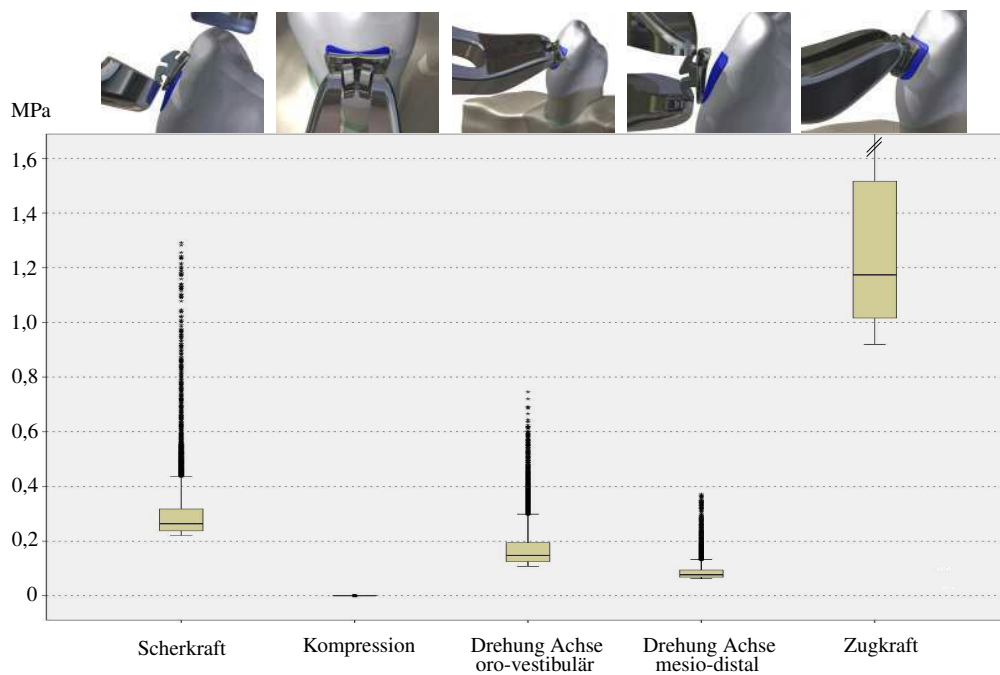


Abbildung 41 : Vergleich der Spannungen im Parodont



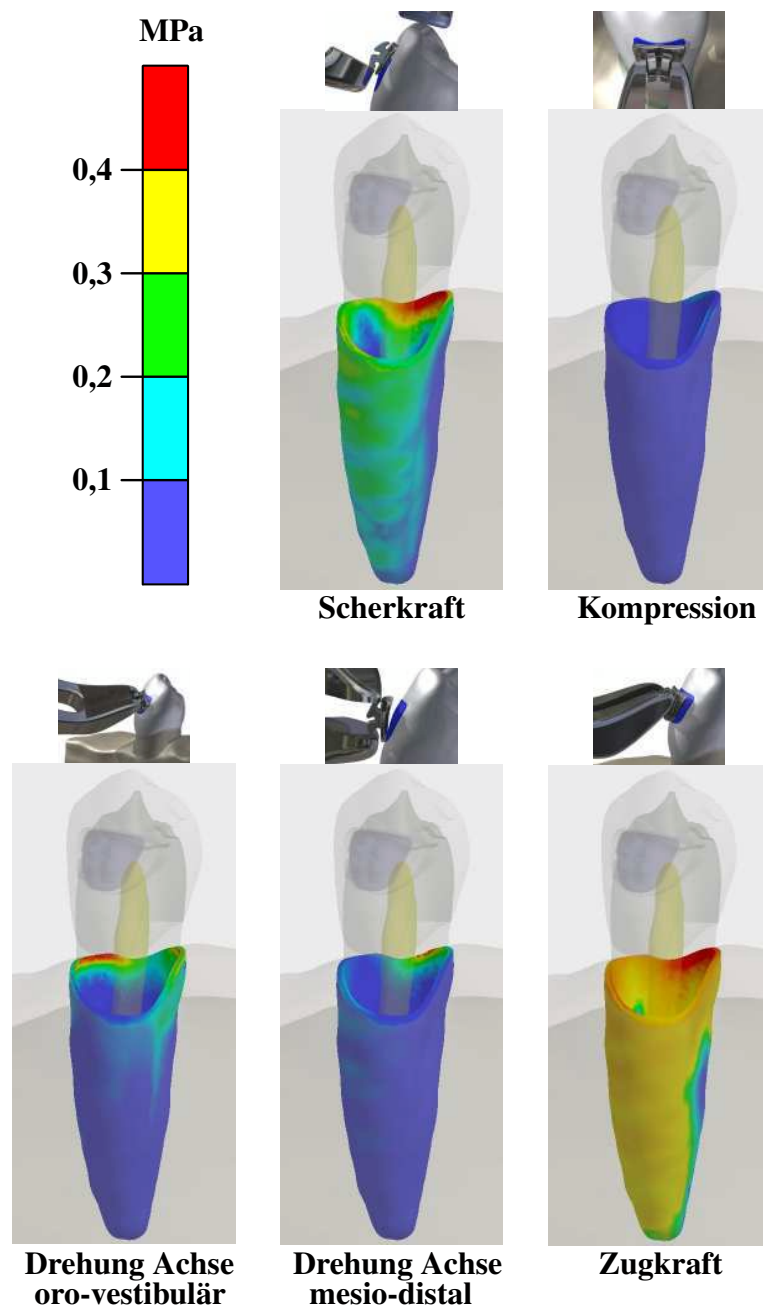


Abbildung 42 : Spannungen im Parodont bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung



### 6.11 Belastung im Knochen bei unterschiedlichen Belastungsarten

Zur Überprüfung, ob es zwischen allen Belastungsarten im Alveolarknochen überhaupt einen signifikanten Unterschied der Spannungen gibt, wurde ein H-Test nach Kruskal und Wallis durchgeführt. Der Test ergab, dass es mit hoher Signifikanz zwischen allen Belastungen mindestens einen signifikanten Unterschied gibt ( $p < 0,001$ ). Zur Untersuchung welche Belastungen sich signifikant unterscheiden, wurden alle Lastfälle paarweise durch einen U-Test nach Mann und Whitney geprüft. Die Tests zeigten, dass sich alle Belastungen des Alveolarknochens signifikant voneinander unterscheiden ( $p < 0,001$ ). Die Übersicht der Spannungen im Alveolarknochen ist für die unterschiedlichen Lastfälle in Abbildung 43 als Boxplot dargestellt. In Abbildung 44 ist die farbenkodierte Belastung des Alveolarknochens in den unterschiedlichen Lastfällen dargestellt.

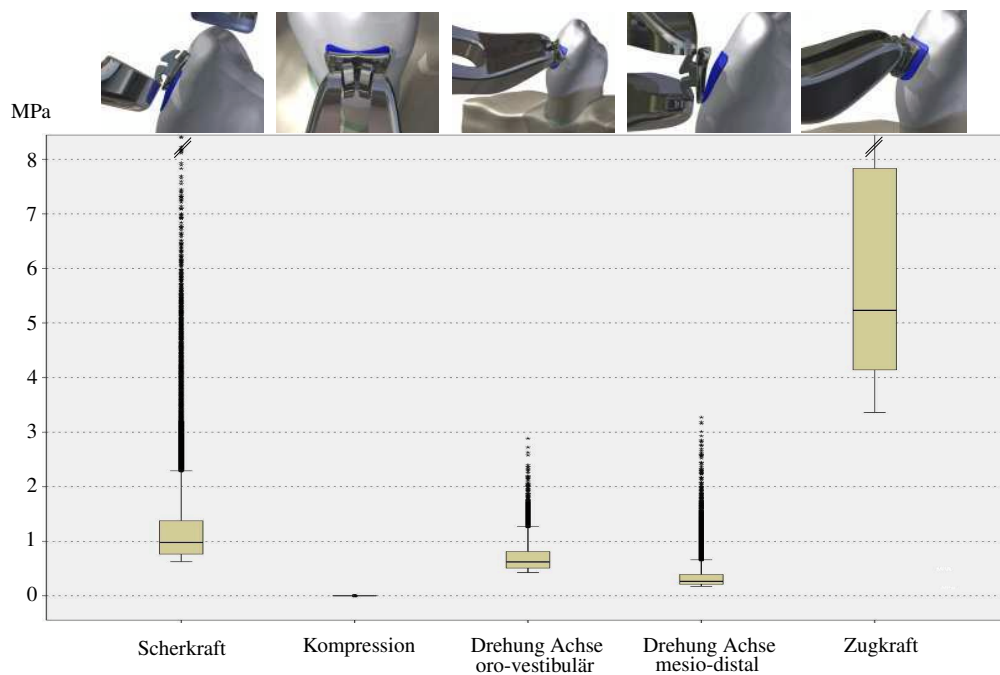


Abbildung 43 : Vergleich der Spannungen im Knochen

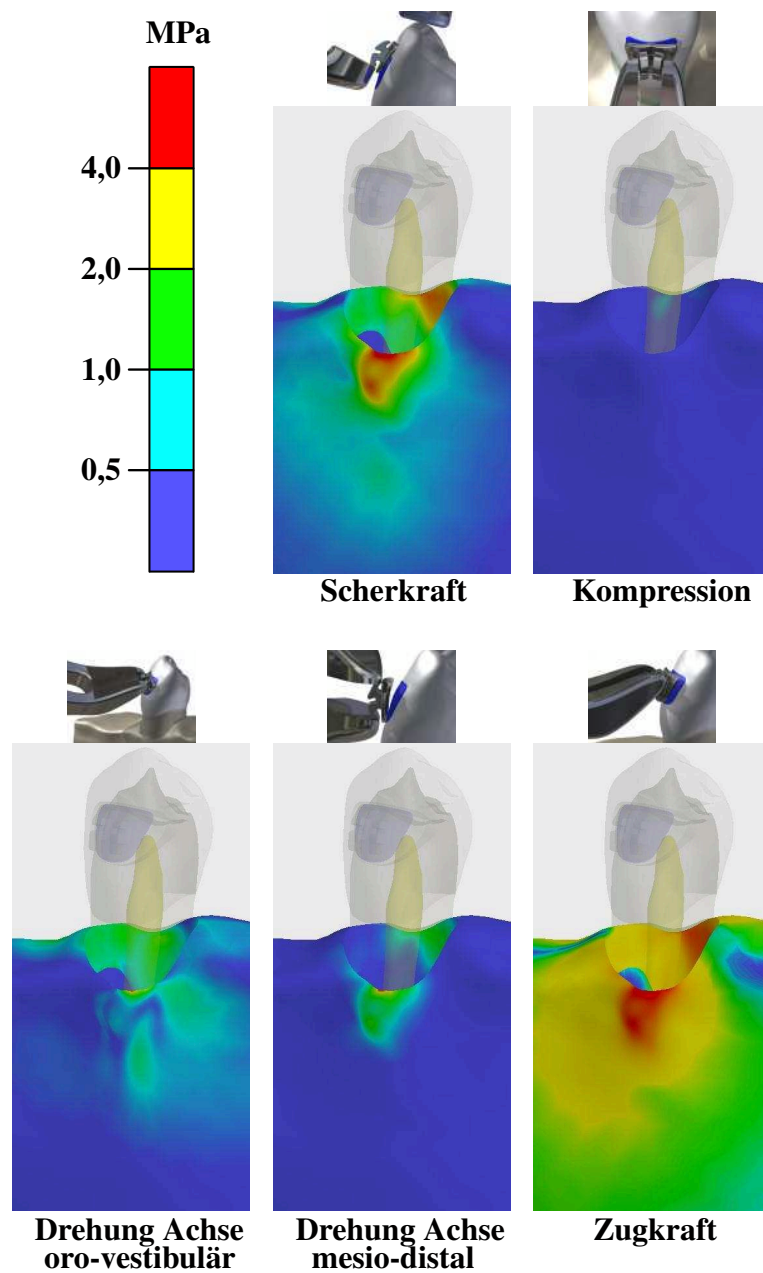


Abbildung 44 : Spannungen im Alveolarknochen bei den verschiedenen Arten der Bracket-entfernung

## 6.12 Ergebnistabelle

Alle Werte in Megapascal (MPa)	Scherkraft	Kompression	Drehung oro-vestibulär	Drehung mesio-distal	Zugkraft
<b>Schmelz</b>					
Mittelwert	21,87	26,45	24,64	21,89	19,31
Median	21,07	26,48	23,57	21,22	18,35
Standartabweichung	3,59	4,31	3,92	4,15	3,88
Minimum	17,38	18,94	20,08	15,88	14,44
Maximum	41,96	37,12	44,18	35,18	34,26
<b>Komposit</b>					
Mittelwert	23,27	27,57	23,81	24,71	22,89
Median	21,94	27,12	22,50	24,00	22,15
Standartabweichung	4,57	3,38	4,08	4,96	5,11
Minimum	18,19	22,56	19,32	17,69	15,64
Maximum	40,00	40,00	40,00	40,00	40,00
<b>Parodont</b>					
Mittelwert	0,30	0,00	0,18	0,09	1,40
Median	0,26	0,00	0,15	0,08	1,17
Standartabweichung	0,12	0,00	0,09	0,04	0,66
Minimum	0,22	0,00	0,11	0,06	0,92
Maximum	1,29	0,00	0,75	0,37	6,21
<b>Knochen</b>					
Mittelwert	1,31	0,00	0,69	0,37	7,40
Median	0,98	0,00	0,62	0,26	5,23
Standartabweichung	0,97	0,00	0,24	0,27	6,02
Minimum	0,63	0,00	0,43	0,18	3,36
Maximum	11,79	0,00	2,89	3,27	73,56

Tabelle 2 : Übersicht aller Messergebnisse der Versuchsreihen

## 7 Diskussion

### 7.1 Bezug zur Praxis und Einsatz der Finite-Elemente-Methode

Bei der Finite-Elemente-Methode handelt es sich um ein digitales in-vitro Verfahren. Die Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Behandlungssituation kann daher nur unter der Berücksichtigung der Einschränkungen der Finite-Elemente-Methode erfolgen. Die Kraftapplikation erfolgte in den Simulationsmodellen in Richtung und Größe präzise definiert. In der Praxis ist es dagegen nicht möglich eine solche Reinform der Kraftapplikation auszuführen. Vielmehr stellt jeder Debonding-Vorgang am Patienten eine Kombination aus den einzelnen Reinformen dar. Die vorliegenden Analysen sind in diesem Zusammenhang als Hinweise für die Durchführung einer idealen Kraftapplikation anzusehen. Die Materialeigenschaften des Finite-Elemente-Modells wurden vereinfacht als ideal homogen und linear beschrieben. Die tatsächlichen Materialien, insbesondere die körpereigenen, sind dagegen in ihrem mechanischen Verhalten hochkomplex und individuellen Schwankungen unterworfen.

Für das Befestigungskomposit ist selbst bei Beachtung des Herstellerprotokolls keine homogene Polymerisation zu erwarten. Teile des Komposits am Bracketrand werden beispielsweise stärker belichtet, als Bereiche die in der Mitte des Brackets durch die Bracketbasis und umgrenzendes Komposit relativ von der Lichtquelle abgeschirmt werden. Damit ist auch keine homogene Festigkeit des Komposites zu erwarten. Auch die Festigkeit des Zahnschmelzes ist individuell verschieden und kann durch Mineralisationsstörungen herabgesetzt sein. Weiterhin war der Kontakt zwischen den Materialien stets als fester Verbund definiert. Bei der Bracketentfernung kommt es jedoch zu einem Materialversagen, welches eine fortschreitende Aufhebung des Verbundes bewirkt und letztlich zur Ablösung des Brackets führt. Das Materialversagen und die Verformungen sind dabei Ausdruck des Abbaus von Spannungen. In der vorliegenden Arbeit wurde dieser Prozess der Bracketablösung daher bewusst nicht analysiert. Im

Interesse der Untersuchung stand vielmehr die Frage nach der Ursache der Bracketablösung. Die Konzeption der Versuchsreihen erfolgte daher so, dass die maximalen Spannungen unmittelbar vor dem Eintreten des Materialversagens dargestellt werden konnten.

Jeder Zahn, jeder adhäsive Verbund und auch jede frei ausgeführte Zangenbewegung ist einzigartig und nicht exakt reproduzierbar. Hinzu kommt, dass ein Patient naturgegebener Maßen im Regelfall nicht mehr als 32 Zähne hat und damit ein Behandler auch maximal 32 Brackets in direkter Abfolge entfernen kann. Durch die hohe Variabilität und die geringe Fallzahl besteht ein relativ großes Risiko bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung vorhandene Unterschiede von klinischer Relevanz zu übersehen. Diese individuellen Schwankungen stellen für die Analyse von mechanischen Vorgängen eine erhebliche Herausforderung dar.

Mechanische in-vitro Untersuchungen versuchen diese Fehlerquellen zu minimieren, indem der zu untersuchende Vorgang an mehreren Zähnen durchgeführt wird. Anschließend erfolgt eine Mittelung und ein Vergleich der Ergebnisse. Der Vorteil dieser mechanischen in-vitro Verfahren liegt darin, dass die Ergebnisse durch die Verwendung von realen Materialien zwangsläufig in einem realistischen Rahmen liegen. Ebenso kann eine histologische, elektronenmikroskopische oder spektrometrische Untersuchung der Zähne erfolgen. Der apparative Aufwand ist dabei nur bedingt von der weiteren Entwicklung der Computertechnologie abhängig. Durch den Modellcharakter sind die Untersuchungsmöglichkeiten der mechanischen in-vitro Versuche jedoch eingeschränkt. Die extrahierten Zähne sind in der Versuchsanordnung meist nicht durch das parodontale Ligament befestigt, sondern starr in Kunststoff oder Gips eingebettet [28–30]. Auch bei einigen Untersuchungen mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode wird die Lagerung des Zahnes im Zahnhalteapparat nicht berücksich-

tigt [2, 7, 11, 13, 24, 34, 43, 44, 55]. In mechanischen in-vitro Versuchen erfolgt die Belastung der Zähne und Brackets nicht wie beim stomatognathen System neuromuskulär gesteuert, sondern wird durch Maschinen elektromechanisch reguliert. Ein weiteres Problem mechanischer in-vitro Versuche ist das zu Grunde liegende Prinzip der zerstörenden Materialprüfung. Jeder Zahn kann nur einmal verwendet werden. Durch die mechanische Prüfung wird der Zahn beschädigt oder zerstört und kann daher nicht in seinem Ausgangszustand für die Analyse eines alternativen Verfahrens verwendet werden. Es müssen hierfür wieder neue Zähne, und damit zwangsläufig andere Zähne verwendet werden. Die Aussagekraft mechanischer in-vitro Verfahren ist daher insofern beeinträchtigt, dass die Ergebnisse nicht alleine von der unabhängigen Variable, beispielsweise der Belastungsart, abhängig sind. Jeder individuelle Zahn stellt eine Störvariable dar, die das Ergebnis unkontrolliert und nicht-nachvollziehbar beeinflusst.

Um diese Störvariablen auszuschließen wurde in der vorliegenden Arbeit zur Spannungsanalyse die Finite-Elemente-Methode verwendet. Durch die Computerberechnung wird das Finite-Elemente-Modell nicht beeinflusst und steht nach der Analyse eines Verfahrens im unveränderten Zustand zur Untersuchung eines alternativen Verfahrens zur Verfügung. Das Finite-Elemente-Modell kann daher als uniformer digitaler Prüfkörper angesehen werden. Die Unterschiede in den Messergebnissen sind ausschließlich durch den Einfluss der unabhängigen Variable, wie beispielsweise der Belastungsart, bedingt. Dies ermöglichte in der vorliegenden Arbeit einen direkten Rückschluss von den gemessenen Spannungen auf die Unterschiede zwischen den Belastungsarten, da alle anderen Bedingungen unverändert geblieben sind. Nur die Unterschiede der Belastungsarten konnten die Veränderungen der Messwerte bewirken. Neben diesem grundlegenden Vorteil bietet die Finite-Elemente-Methode technisch bedingt weitere Möglichkeiten, wie die Visualisierung der Messwerte und die getrennte Analyse einzelner Strukturen des Gesamtmodells.

Die Leistung der Finite-Elemente-Methode ist unmittelbar von der Leistungsfähigkeit der Computer abhängig. Dieser Umstand war vor der Verfügbarkeit von Computern ein fataler Nachteil, welcher die praktische Anwendung verhinderte. Mit heutigen Computern lassen sich jedoch bereits effektive Berechnungen teilautomatisiert durchführen. Interessant ist dieser Fortschritt mit Blick in die Zukunft. Nach dem Mooreschen Gesetz verdoppelt sich die Transistorenanzahl der Computer alle 12-24 Monate. Entsprechend steigert sich die Rechenleistung der Systeme. Die zukünftige Entwicklung der Rechenleistung unter der Annahme des Mooreschen Gesetzes ist in Abbildung 2 dargestellt. Bereits in wenigen Jahren wären demnach Berechnungen möglich, welche heute technisch nicht umsetzbar sind. Die Steigerung der maximalen Rechenleistung geht auch mit einem starken Preisverfall und großer Zeitersparnis für ein gegebenes Maß an Berechnungsaufwand einher. Dies begünstigt eine häufigere und breitere Anwendung der Finite-Elemente-Methode.

Ein weiteres Potential besteht in der Weiterentwicklung der verwendeten Software. Zwei wesentliche Punkte wirken sich dabei günstig aus: Zum Ersten werden die Berechnungsalgorithmen immer effektiver, die Ergebnismenge bei gegebener Rechenleistung nimmt zu. Zum Zweiten wird die Bedienung der fertigen Software stets automatisierter, bei gegebenem Aufwand an menschlicher Arbeit steigert sich die Ergebnismenge. Diese Aspekte des Fortschritts sollten bei der Interpretation des Mooreschen Gesetzes berücksichtigt werden. Im Zuge der zunehmenden Individualisierung der Medizin und der sich immer schneller entwickelnden Rechenleistung ist es denkbar, dass in Zukunft die Finite-Elemente-Methode zur Simulation von patientenindividuellen pathologischen Zuständen verwendet werden kann. Insbesondere Fragestellungen aus dem Bereich der kardio-vaskulären Hämodynamik, dem aktiven und passiven Bewegungsapparat und der Pharmakologie eignen sich für eine Anwendung der Finite-Elemente-Methode. Die zur Modellerstellung notwendigen Bilddaten liegen dabei in vielen Krankenfällen schon heute vor. Diese dia-

gnostischen Bilddaten zeigen pathologische Strukturveränderungen wie Knochenbrüche oder Strömungshindernisse. Was aus der diagnostischen Bildgebung alleine oft nicht ersichtlich ist, ist die daraus resultierende Störung der Funktion. Hier kann die Finite-Elemente-Methode ansetzen und aus den gegebenen Strukturen die resultierende Funktionsänderung aufzeigen. Aus den sich daraus ergebenden, nicht-invasiven Messungen könnten sich Daten ergeben, welche in die Therapieentscheidung miteinfließen. Auch eine sich anschließende patientenbezogene Simulationen verschiedener Therapiemöglichkeiten wäre durch sinkende Berechnungskosten und zunehmende Automatisierung umsetzbar.

### 7.2 Entfernung von Brackets durch eine Abscherkraft

Die Abscherbelastung erzeugte im Schmelz eine Maximalspannung die höher lag als die Maximalspannung im Komposit. Dieses ungünstige Verhältnis war nicht auf die maximalen Spannungen beschränkt, sondern zeigte sich auch bei der Betrachtung der obersten 40.000 Messwerte über einen weiten Bereich hin (Abbildung 36). Dabei fällt auf, dass sich das in den Maximalwerten ungünstige Spannungsverhältnis zunächst bis zu einer Spannung von 38MPa erhalten bleibt. In diesem Spannungsbereich liegen alle Messwerte im Schmelz höher als im Komposit. Im Bereich zwischen 38-27 MPa kehrt sich dieses Spannungsverhältnis um, sodass zwischen 38-27 MPa die Messwerte des Schmelzes geringer waren als die Messwerte im Komposit. Interessant ist, dass sich für Spannungen unter 27MPa das Spannungsverhältnis erneut umkehrt und es somit wieder zu einer Mehrbelastung des Schmelzes im Vergleich zum Komposit kommt.

Das Ausmaß von Schmelzfrakturen durch eine Scherkraft wurde von Chen et al. an 10 extrahierten Zähnen in einem mechanischen in-vitro Test untersucht [13].



Im Mittel konnten auf 1,38% der Verbundfläche Schmelzdefekte nachgewiesen werden. Somit stellte die Scherkraft innerhalb der Arbeit von Chen et al. ein Verfahren dar, welches eine moderate Traumatisierung im Schmelz verursacht. Lin et al. haben in ihrer Finite-Elemente-Studie die Abscherkraft als Verfahren der Wahl beschrieben, ohne dabei jedoch die weitläufige Spannungsverteilung im Schmelz oder die Belastungen des Zahnhalteapparates zu berücksichtigen [34]. Die mechanische in-vitro Studie von Klocke et al. lässt vermuten, dass sich durch ein Ansetzen der Zange direkt an der Bracketbasis die Belastung des Schmelzes reduzieren könnte [29]. Durch die Finite-Elemente-Methode konnten in der vorliegenden Arbeit auch die Spannungen im Parodont und Alveolarknochen gemessen werden. Die Anwendung der Scherkraft führte in diesen Strukturen zu merklichen Spannungswerten (Abbildung 22). Diese Belastung des Zahnhalteapparates kommt zu stande, da die Abscherende Kraft am Bracket und die Gegenkraft am Zahnhöcker nicht auf derselben Wirkungsline liegen. Daher kommt es neben der Ausbildung der Scherkraft auch zur Entwicklung eines Drehmomentes. Die Entwicklung des Drehmomentes führt neben den Spannungen im Zahnhalteapparat auch zu einer asymmetrischen Belastung von Schmelz und Komposit (Abbildung 21)

Vor dem Hintergrund der ausgedehnten Mehrbelastung des Schmelzes und den merklichen Gegenkräften im Zahnhalteapparat erscheint daher die Anwendung einer Scherkraft als eher ungeeignetes Mittel, um gezielt im Befestigungskomposit ein Materialversagen herbeizuführen.

### **7.3 Entfernung von Brackets durch Kompression der Bracketflügel**

Durch die Kompression der Bracketflügel wurde im Komposit eine höhere Maximalspannung erzeugt als im Schmelz. Bei der Analyse der obersten 40.000 Messwerte zeigte sich jedoch bereits ab einer Spannung von 34 MPa ein Wech-

sel hin zu einem ungünstigen Spannungsverhältnis. In der Folge war daher für Spannungen unter 34 MPa der Schmelz stärker belastet als der Komposit (Abbildung 36). Das Verteilungsmuster der Spannungen im Schmelz und Komposit war spiegelsymmetrisch zur Sagittalebene des Brackets (Abbildung 24). Für die Kompression der Bracketflügel sind Brackets aus Metall Voraussetzung, da die dickere Basis von Keramikbrackets sehr viel steifer ist und sich nicht in gleichem Maße verformen lässt. Das Kompressionsverhalten der Metallbrackets könnte gegebenenfalls durch eine geometrische Optimierung in Form einer medialen Ausdünnung der Bracketbasis verbessert werden. Für die Entfernung von Keramikbrackets kann, ebenso wie für Metallbrackets, die Festigkeit des Verbundes durch lokale Erwärmung reduziert werden [58].

Die Kompressionskraft verursachte praktisch keine Spannungen im Parodont und Knochen. Dies ist als eine Folge der reziproken Krafteinleitung anzusehen, bei der sowohl die Kraft als auch die Gegenkraft direkt am Brackets ansetzten und sich die Kraftvektoren auf der selben Wirkungslinie befanden. Somit blieb die Entstehung der mechanischen Spannungen weitestgehend auf den Verbund zwischen Bracket, Komposit und Schmelz begrenzt. Es kam praktisch zu keiner Fortleitung von Spannungen in den Zahnhalteapparat. Dieser Aspekt der parodontalen Nichtbelastung ist insbesondere für parodontalgeschädigte Zähne, Zähne die im Rahmen eines Traumas eine Wurzelfraktur erlitten haben, oder bei frakturierter Alveolenwand ein wichtiger Behandlungsvorteil.

Insgesamt stellt die Kompression der Bracketflügel für die Bracketentfernung daher eine geeignete Methode dar das Verbundmaterial stark zu belasten und dabei das Risiko einer Schädigung des Zahnhalteapparates minimal zu halten.

#### **7.4 Entfernung von Brackets durch Drehung um die oro-vestibuläre Achse**

Die Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse verursachte im Zahnschmelz eine höhere Maximalspannung als im Komposit. Auch bei der Analyse der obersten 40.000 Messwerte blieb dieses ungünstige Spannungsverhältnis erhalten (Abbildung 36). Die Spannungskurve von Schmelz und Komposit divergierte im Verlauf der 40.000 Messpunkte sogar auseinander. Dies führte zu einer ausgedehnten Mehrbelastung des Schmelzes.

Das Ausmaß von Schmelzfrakturen durch die Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse wurde von Chen et al. an 10 extrahierten Zähnen in einem mechanischen in-vitro Test untersucht [13]. Im Mittel wurden auf 2,64% der Verbundfläche Schmelzdefekte nachgewiesen. Somit stellte die Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse innerhalb der Arbeit von Chen et al. das Verfahren mit der stärksten Schmelzschädigung dar. In der vorliegenden Arbeit zeigten sich die Spannungen im Schmelz und Komposit in der Farbkodierung der Messwerte als fortlaufend um den Rand der Bracketbasis verteilt und waren damit ähnlich zur Spannungslokalisation in der Untersuchung von Lin et al. [34] (Abbildung 27). Die Seitenränder waren stärker betont als die obere und untere Kante der Bracketbasis. Im Bereich des Zentrums der Bracketbasis zeigte sich eine asymmetrische Belastung wobei der apikale Anteil ausgedehntere Spannungen aufwies als der coronale Anteil.

Durch das Greifen des Brackets mit der Zange kann es in der klinischen Behandlung auch zu einer Kompression der Bracketflügel kommen. In der vorliegenden Arbeit wurden bewusst nur Reinformen der Kraftapplikation untersucht. Daher wurde diese Variante als eine Kombination unterschiedlicher Belastungen nicht analysiert.

Die Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse erzeugte im Parodont merkliche Spannungen. Innerhalb der gesamten Versuchsreihe handelte es sich dabei um die dritthöchsten Belastungswerte. Die Belastung des Alveolarknochens war moderat. In der farblichen Darstellung der Spannungen zeigt sich, dass diese Belastung auch in der Umgebung der Alveole auftrat (Abbildung 28). Zusätzlich zur eigenen parodontalen Verankerung können Zähne in-situ innerhalb der Zahnreihe durch Kontakte zu Nachbarzähnen abgestützt sein und damit in mesio-distaler Richtung stabilisiert werden. Unter diesem Umstand könnte die Belastung des Parodonts und des Alveolarknochens im Vergleich zur Belastung ohne proximale Abstützung reduziert sein. Dabei können die Approximalkontakte in ihrer geometrischen Ausdehnung, Kontaktstärke und Anzahl verschiedenartig ausgeprägt sein. Die interessante Frage der Auswirkung von approximalen Kontakten auf die Belastung des Zahnhalteapparates bei der Bracketentfernung sollte daher in einer eigenständigen Arbeit beantwortet werden.

In Anbetracht der Messergebnisse, insbesondere der übermäßigen Schmelzbelastung, ist die Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse für eine minimalinvasive Entfernung von Brackets nicht als die Methode der Wahl anzusehen.

### **7.5 Entfernung von Brackets durch Drehung um die mesio-distale Achse**

In der Literatur fanden sich zum Zeitpunkt der Anfertigung der Arbeit keine Untersuchungen zu den Auswirkungen Bracketdrehung um die mesio distale Achse. Die Übereinstimmung der Messergebnisse der alternativen Verfahren mit den Angaben der Literatur lassen die Ergebnisse für die Bracketdrehung um die mesio-distale Achse jedoch ebenfalls aussagekräftig erscheinen. Bei der Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse wurde im Komposit ei-

ne höhere Maximalspannung erzeugt als im Schmelz. Die Analyse der obersten 40.000 Messwerte zeigte über einen großen Bereich hinweg ein Fortbestehen dieser günstigen Spannungsverteilung mit reduzierter Schmelzbelastung (Abbildung 36). Erst ab einer Spannung von 26 MPa kehrte sich dieses Belastungsverhältnis um, sodass ab hier die Messwerte im Schmelz höher waren als die Messwerte im Komposit. Die ausgedehnte Minderbelastung des Schmelzes ist für die Prävention von Schäden durch die Bracketentfernung als sehr günstig zu bewerten. In der farbenkodierten Darstellung der Messwerte zeigten sich die spannungsreichen Areale von Schmelz und Komposit im Bereich des Zentrums der Bracketbasis lokalisiert (Abbildung 30). Das Belastungsmuster war dabei in Form von vier Punkten symmetrisch zum Zentrum der Bracketbasis angeordnet.

Die Spannungen im parodontalen Ligament waren bei der Drehung um die mesio-distale Achse nur von geringer Höhe, insbesondere bei der Betrachtung des Medianes der Messwerte. Auffallend war hierbei die Reduktion der Spannungen im Vergleich zur Drehung um die oro-vestibuläre Achse (Abbildung 41). Der alveoläre Knochen wurde in der Maximalspannung, ähnlich wie bei der Drehung um die oro-vestibuläre Achse, moderat belastet. Der Medianwert der Messergebnisse im Alveolarknochen war jedoch merklich kleiner als für die Drehung um die oro-vestibuläre Achse. In der klinischen Behandlungssituation ist es gegebenenfalls möglich eine Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse durchzuführen, während das Bracket und damit der Zahn noch über den einligierten Behandlungsbogen durch die benachbarten Zähne stabilisiert wird. Diese zusätzliche Form der Abstützung könnte zu einer Verminderung der Spannungen im Parodont und Alveolarknochen führen und sollte in einer eigenen Arbeit analysiert werden. Auch ohne diese möglicherweise noch belastungsärmere Methode ist anhand der Messwerte dieser Arbeit davon auszugehen, dass eine Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse insgesamt nur geringe Belastungen im Zahnhalteapparat verursacht.

Unter Berücksichtigung der hohen Spannungen im Komposit bei gleichzeitig niedriger Belastung des Schmelzes ist daher die Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse als ein geeignetes Verfahren zur schonenden Entfernung von Brackets anzusehen.

### 7.6 Entfernung von Brackets durch Zugkraft

Die Entfernung von Brackets erfolgt in der Patientenbehandlung niemals durch die Anwendung einer reinen Zugkraft, da die zu erwartende Belastung des Zahnhalteapparates vom Behandler intuitiv als unvereinbar hoch eingeschätzt wird. Zur Bracketentfernung werden daher andere Arten der Kraftapplikation verwendet. Deren Umsetzung erfolgt jedoch nicht technisch präzise definiert, sondern durch die Zangenführung des Behandlers. Diese frei ausgeführte Bewegung setzt sich unweigerlich aus mehreren unterschiedlich stark ausgeprägten Kraftkomponenten zusammen. Eine dieser Kraftkomponenten kann eine Kraft in Zugrichtung sein, beispielsweise im Rahmen einer Drehung des Brackets mit gleichzeitigem, unbewussten Zug. Um zu verstehen wie sich eine Kraftkomponente in Zugrichtung auf die Spannungen im Komposit, Zahn, Parodont und Alveolarknochen auswirkt wurde die Zugkraft isoliert analysiert. Die Zugbelastung des Brackets verursachte im Komposit eine höhere Maximalspannung als im Schmelz. Bei Analyse der obersten 40.000 Messwerte blieb dieses günstige Spannungsverhältnis mit verminderter Schmelzbelastung im Vergleich zu allen anderen Verfahren über den größten Bereich hinweg erhalten (Abbildung 36). Erst ab einer Spannung von 22 MPa kehrte sich das Spannungsverhältnis um und führte zu einer Mehrbelastung des Schmelzes. Die Analyse dieser Messwerte zeigte für die Schonung des Schmelzes und die gleichzeitig möglichst hohe Belastung des Komposites daher die besten Ergebnisse innerhalb der gesamten Arbeit. Das Ausmaß von Schmelzfrakturen durch Zugkräfte wurde von Chen et al. an 10 extrahierten Zähnen in einem

mechanischen in-vitro Test untersucht [13]. Im Mittel konnten auf 0,57% der Verbundfläche Schmelzdefekte nachgewiesen werden. Somit stellte die Zugkraft auch innerhalb der Arbeit von Chen et al. das am wenigsten traumatische Verfahren zur Bracketentfernung dar. Das Verteilungsmuster der Spannungen in Form von 4 symmetrischen Punkten im Bereich der Bracketbasis war in der vorliegenden Arbeit fast deckungsgleich lokalisiert wie in der Untersuchung von Chen et al. [13].

Mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode wurde in der vorliegenden Arbeit auch die entsprechende Belastung des Parodonts und des Alveolarknochens gemessen. Erwartungsgemäß lagen die Spannungen hier sowohl in den Maximalwerten als auch im Medianen unverträglich hoch (Abbildung 41 und 42). Die Spannung im alveolären Knochen wies sogar einen höheren Maximalwert auf als der Maximalwert im Komposit. Das Ziel im körperfremden Material Komposit eine möglichst hohe Spannung zu erzeugen und dabei alle körpereigenen Strukturen möglichst gering zu belasten wurde durch die Applikation der Zugkraft daher verfehlt. Die Messergebnisse decken sich damit mit den biomechanischen Erkenntnissen aus der klinischen Behandlungssituation. Die enorme Ausprägung dieser Fehlbelastung gibt allerdings auch Grund zur Annahme, dass bereits eine geringe Zugkraft, wie sie als Kraftkomponente in einer frei ausgeführten Bewegung vorkommen kann, hohe Spannungen im Zahnhalteapparat verursacht.

Bei der Entfernung von Brackets ist daher unabhängig vom verwendeten Verfahren in der Durchführung darauf zu achten die bewusste, oder unbewusste Applikation einer Kraftkomponente in Zugrichtung zu vermeiden.

## **8 Schlussfolgerung**

Die beim Debonding entstehenden Spannungen im Bracket, Befestigungsmaterial, Schmelz, Parodont und Knochen sind von der Art der Kraftapplikation abhängig. Von allen untersuchten Möglichkeiten der Bracketentfernung zeigte die Rotation des Brackets um die mesio-distale Achse das günstigste Verhalten. Die Kombination aus hoher Belastung innerhalb des Befestigungsmaterials und geringer Belastung für Schmelz, Parodont und Knochen war über ein großes Messintervall hin gegeben. Somit ist eine schonende Entfernung des Brackets bei minimaler Belastung der körpereigenen Strukturen zu erwarten. Für das Debonding gilt, dass bei der Belastung des Brackets auch eine Gegenbelastung im Zahnhalteapparat auftritt. Die Belastung des Zahnhalteapparates ist am geringsten wenn die Bracketentfernung durch zwei reziproken Kräfte erfolgt, deren Vektoren, wie bei der Kompression der Bracketflügel, auf der selben Wirkungslinie liegen. Liegen die reziproken Kräfte nicht auf einer Wirkungslinie, so kommt es zur Ausbildung von Drehmomenten welche zu einer Belastung im Zahnhalteapparat führen. Dies war in der Untersuchung bei der Belastung durch Scherkraft und Drehungen der Fall. Die höchsten Spannungen im Parodont und Knochen traten bei der unidirektionalen Krafteinleitung auf. In der Untersuchung wurde dieser Fall durch die Zugkraft simuliert. Die Spannungen im Parodont waren im Vergleich zu den anderen Kraftapplikationen um ein vielfaches erhöht. Die Spannungen im Knochen waren sogar höher als im Bracket oder Befestigungsmaterial. Daher kann eine unidirektionale Krafteinleitung für das Debonding nicht empfohlen werden, insbesondere die Anwendung einer Zugkraft sollte bei jeder frei ausgeführten Zangenbewegung vermieden werden. Für Zähne mit einer verminderten Verankerung im Zahnhalteapparat stellt die Kompression der Bracketflügel ein geeignetes Verfahren dar, um ohne Belastung von Parodont und Alveolarknochen eine Entfernung des Brackets zu bewirken.



## 9 Zusammenfassung

### 9.1 Ziel

Für das Debonding eines Metallbrackets wurde untersucht welche Art der Kraftapplikation die geringsten Belastungen im Schmelz und im Zahnhalteapparat verursacht.

### 9.2 Material und Methodik

Anhand einer Computertomographie wurde ein digitales Modell von einem ersten unteren Prämolaren und dem umgebenden Alveolarknochen erstellt. Auf der Schmelzoberfläche wurde ein adhäsiv befestigtes Bracket konstruiert. Der Zahn wurde durch die Finite-Elemente-Methode am Bracket durch Scherkraft, Kompression, Drehung um die oro-vestibuläre Achse, Drehung um die mesio-distale Achse und Zugkraft belastet. Für den Zahnschmelz, Befestigungsmaterial, Parodont und Knochen wurden die Vergleichsspannungen nach von Mises berechnet und statistisch ausgewertet. Um einen Vergleich der unterschiedlichen Kraftapplikationen zu ermöglichen, wurden in allen Modellen die Kraftgrößen so gewählt, dass im Befestigungsmaterial jeweils eine maximale Spannung von 40,00 MPa erreicht wurde.

### 9.3 Ergebnisse

Während in allen Modellen die maximale Spannung im Befestigungsmaterial definitionsgemäß 40,00 MPa betrug, variierte die maximale Spannung im Schmelz zwischen 34,26 MPa (Zugkraft) und 44,18 MPa (Drehung um die oro-vestibuläre Achse). Die maximale Spannung im Parodont variierte zwischen 0,00 MPa (Kompression) und 6,21 MPa (Zugkraft). Die maximale Spannung im Knochen variierte zwischen 0,00 MPa (Kompression) und 73,56 MPa (Zugkraft). Neben den Maximalwerten wurden auch die Spannungen im Bereich der

vierzigtausend höchsten Messwerte analysiert. Dabei zeigte die Scherkraft, die Drehung um mesio-distale Achse und die Zugkraft über einen weiten Bereich, gegenüber dem Befestigungsmaterial, eine verminderte Spannung im Schmelz.

#### **9.4 Schlussfolgerung**

Beim Debonding ist die Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse zu empfehlen. Bei dieser Form der Krafteinwirkung entstehen hohe Spannungen im Befestigungsmaterial und gleichzeitig nur geringe Spannungen im Schmelz, Parodont und Knochen. Im Rahmen der Bracketentfernung ist bei frei ausgeführten Zangenbewegungen eine Kraftkomponente in Zugrichtung zu vermeiden, da diese auch in geringer Höhe zu einer starken Belastung des Zahnhalteapparates führt. Für Zähne mit einer verminderten Verankerung im Zahnhalteapparat stellt die Kompression der Bracketflügel ein geeignetes Verfahren dar um bei der Bracketentfernung eine Belastung von Parodont und Alveolarknochen zu vermeiden.

## 10 Literatur

- [1] I. Ahmed, Haque Saif ul, and R. Nazir. Carious lesions in patients undergoing orthodontic treatment. *J Pak Med Assoc*, 61(12):1176–9, 2011.
- [2] T. J. Algera, C. J. Kleverlaan, B. Prah-Andersen, and A. J. Feilzer. The influence of different bracket base surfaces on tensile and shear bond strength. *Eur J Orthod*, 30(5):490–4, 2008.
- [3] J. Artun and S. Bergland. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*, 85(4):333–40, 1984.
- [4] M. S. Attia, E. A. Shoreibah, S. A. Ibrahim, and H. A. Nassar. Regenerative therapy of osseous defects combined with orthodontic tooth movement. *J Int Acad Periodontol*, 14(1):17–25, 2012.
- [5] D. F. Baumann, L. Brauchli, and H. van Waes. The influence of dental loupes on the quality of adhesive removal in orthodontic debonding. *J Orofac Orthop*, 72(2):125–32, 2011.
- [6] P. E. Benson, A. A. Shah, D. T. Millett, F. Dyer, N. Parkin, and R. S. Vine. Fluorides, orthodontics and demineralization: a systematic review. *J Orthod*, 32(2):102–14, 2005.
- [7] B. C. Borges, M. V. Gurgel, A. F. Figueiroa, A. R. Vilela, F. H. Pinheiro, R. Braz, and M. A. Montes. Improvement of the orthodontic bracket bond strength with pre-heated composite restoratives. *Acta Odontol Scand*, 2012.
- [8] G. H. Borschel, K. F. Kia, Jr. Kuzon, W. M., and R. G. Dennis. Mechanical properties of acellular peripheral nerve. *J Surg Res*, 114(2):133–9, 2003.
- [9] S. Boyer, F. Fontanel, M. Danan, M. Olivier, D. Bouter, and M. Brion. Severe periodontitis and orthodontics: evaluation of long-term results. *Int Orthod*, 9(3):259–73, 2011.
- [10] M. G. Buonocore. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6):849–53, 1955.

- [11] E. Cerekja and B. Cakirer. Effect of short curing times with a high-intensity light-emitting diode or high-power halogen on shear bond strength of metal brackets before and after thermocycling. *Angle Orthod*, 81(3):510–6, 2011.
- [12] E. Chatzistavrou, T. Eliades, S. Zinelis, A. E. Athanasiou, and G. Eliades. Effect of in vivo aging on the shear bond strength of an orthodontic adhesive. *Aust Orthod J*, 25(2):123–7, 2009.
- [13] C. S. Chen, M. L. Hsu, K. D. Chang, S. H. Kuang, P. T. Chen, and Y. W. Gung. Failure analysis: enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 78(6):1071–7, 2008.
- [14] M. Y. Chin, A. Sandham, E. N. Rumachik, J. L. Ruben, and M. C. Huysmans. Fluoride release and cariostatic potential of orthodontic adhesives with and without daily fluoride rinsing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136(4):547–53, 2009.
- [15] R. W. Clough. The finite element method in plane stress analysis. *Proc. 2<sup>nd</sup> ASCE Conf. On Electronic Computation*, 1960.
- [16] R. Courant. *Über die Theorie der linearen partiellen Differentialgleichungen*. Nachrichten von der Gesellschaft für Wissenschaften zu Göttingen, Mathematisch-Physikalische Klasse. 1925.
- [17] E. Silva C. M. de Souza, T. M. Parisotto, C. Steiner-Oliveira, R. U. Kamiya, L. K. Rodrigues, and M. Nobre-Dos-Santos. Carbon dioxide laser and bonding materials reduce enamel demineralization around orthodontic brackets. *Lasers Med Sci*, 2012.
- [18] P. C. Dechow, G. A. Nail, C. L. Schwartz-Dabney, and R. B. Ashman. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol*, 90(3):291–306, 1993.
- [19] J. S. Dovgan, R. E. Walton, and S. E. Bishara. Electrothermal debracketing: patient acceptance and effects on the dental pulp. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108(3):249–55, 1995.
- [20] P. S. Fleming, A. Johal, and N. Pandis. Self-etch primers and conventional acid-etch technique for orthodontic bonding: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 142(1):83–94, 2012.

- [21] B. G. Galerkin. *Stäbe und Platten: Reihen bei einigen Problemen des elastischen Gleichgewichts von Stäben und Platten*. 1915.
- [22] M. F. Goes, M. A. Sinforeti, S. Consani, and M. A. Silva. Morphological effect of the type, concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. *Braz Dent J*, 9(1):3–10, 1998.
- [23] M. K. Hajrassie and S. E. Khier. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131(3):384–90, 2007.
- [24] M. Hioki, A. Shin-Ya, R. Nakahara, P. K. Vallittu, and Y. Nakasone. Shear bond strength and fem of a resin-modified glass ionomer cement—effects of tooth enamel shape and orthodontic bracket base configuration. *Dent Mater J*, 26(5):700–7, 2007.
- [25] A. Hrennikoff. Solution of problems of elasticity by frame-work method. *ASME J. Appl. Mech.*, 8(8):169–175, 1941.
- [26] K. Ichihara, T. Taguchi, Y. Shimada, I. Sakuramoto, S. Kawano, and S. Kawai. Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter. *J Neurotrauma*, 18(3):361–7, 2001.
- [27] J. H. Kinney, J. R. Gladden, G. W. Marshall, S. J. Marshall, J. H. So, and J. D. Maynard. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *J Biomech*, 37(4):437–41, 2004.
- [28] A. Klocke and B. Kahl-Nieke. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater*, 21(2):139–44, 2005.
- [29] A. Klocke and B. Kahl-Nieke. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater*, 21(5):391–6, 2005.
- [30] A. Klocke and B. Kahl-Nieke. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(2):261–5, 2006.
- [31] M. Knosel, M. Bojes, K. Jung, and D. Ziebolz. Increased susceptibility for white spot lesions by surplus orthodontic etching exceeding bracket base area. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141(5):574–82, 2012.

- [32] M. F. Lasmar, V. G. Reher, R. Lalloo, and P. Reher. Enamel demineralization and bracket bond strength when etching with acid and /or er:yag laser. *Aust Dent J*, 57(2):190–5, 2012.
- [33] Science Photo Library. *Bone Tissue*.
- [34] C. L. Lin, S. F. Huang, H. C. Tsai, and W. J. Chang. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon de-bonding for different orthodontic bracket bases. *J Biomech*, 44(1):134–42, 2011.
- [35] M. M. Martins, M. A. de Oliveira Almeida, C. N. Elias, and A. de Moraes Mendes. Bleaching effects on shear bond strengths of orthodontic brackets. *Prog Orthod*, 13(1):23–9, 2012.
- [36] S. Mickenautsch, V. Yengopal, and A. Banerjee. Retention of orthodontic brackets bonded with resin-modified gic versus composite resin adhesives—a quantitative systematic review of clinical trials. *Clin Oral Investig*, 16(1):1–14, 2012.
- [37] W. D. Miller. *The micro-organisms of the human mouth; the local and general diseases which are caused by them*. 1889.
- [38] D. T. Millett, A. Hallgren, D. Cattnach, R. McFadzean, J. Pattison, M. Robertson, and J. Love. A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *Angle Orthod*, 68(4):351–6, 1998.
- [39] F. B. Naini and D. S. Gill. Tooth fracture associated with debonding a metal orthodontic bracket: a case report. *World J Orthod*, 9(3):e32–6, 2008.
- [40] A. M. O’Mahony, J. L. Williams, J. O. Katz, and P. Spencer. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*, 11(5):415–21, 2000.
- [41] A. M. O’Mahony, J. L. Williams, and P. Spencer. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res*, 12(6):648–57, 2001.

- [42] R. Ozoe, T. Endo, R. Abe, K. Shinkai, and Y. Katoh. Initial shear bond strength of orthodontic brackets bonded to bleached teeth with a self-etching adhesive system. *Quintessence Int*, 43(5):e60–6, 2012.
- [43] H. R. Pakshir, H. Zarif Najafi, and S. Hajipour. Effect of enamel surface treatment on the bond strength of metallic brackets in rebonding process. *Eur J Orthod*, 2011.
- [44] T. B. Pereira, W. C. Jansen, M. M. Pithon, B. Q. Souki, O. M. Tanaka, and D. D. Oliveira. Effects of enamel deproteinization on bracket bonding with conventional and resin-modified glass ionomer cements. *Eur J Orthod*, 2012.
- [45] C. M. Pinto, J. T. Ferreira, M. A. Matsumoto, M. C. Borsatto, R. A. Silva, and F. L. Romano. Evaluation of different led light-curing devices for bonding metallic orthodontic brackets. *Braz Dent J*, 22(3):249–53, 2011.
- [46] R.K. Rajput. *Mechanical Engineering*. Laxmi Publications, 2006.
- [47] Peter Rechenberg, Gustav Pomberger, Doris Märtin, and Klaus Pirklbauer. *Informatik-Handbuch*. C. Hanser, München, 1999.
- [48] J. S. Rees and P. H. Jacobsen. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials*, 18(14):995–9, 1997.
- [49] W. Ritz. *Über eine neue Methode zur Lösung gewisser Variationsprobleme der mathematischen Physik*. Journal für die reine und angewandte Mathematik. 1909.
- [50] F. L. Romano, A. B. Correr, L. Correr-Sobrinho, M. B. Magnani, and A. C. Ruellas. Clinical evaluation of the failure rates of metallic brackets. *J Appl Oral Sci*, 20(2):228–34, 2012.
- [51] F. A. Rueggeberg and P. Lockwood. Thermal debracketing of orthodontic resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 98(1):56–65, 1990.
- [52] S. Ryf, S. Flury, S. Palaniappan, A. Lussi, B. van Meerbeek, and B. Zimmerli. Enamel loss and adhesive remnants following bracket removal and various clean-up procedures in vitro. *Eur J Orthod*, 34(1):25–32, 2012.

- [53] N. Sagarika, S. Suchindran, S. Loganathan, and V. Gopikrishna. Prevalence of white spot lesion in a section of indian population undergoing fixed orthodontic treatment: An in vivo assessment using the visual international caries detection and assessment system ii criteria. *J Conserv Dent*, 15(2):104–8, 2012.
- [54] K. Schellbach. *Journal für die reine und angewandte Mathematik*. Probleme der Variationsrechnung. 1852.
- [55] R. J. Scougall Vilchis, S. Yamamoto, N. Kitai, and K. Yamamoto. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136(3):425–30, 2009.
- [56] C. H. Splieth, A. Treuner, T. Gedrange, and C. Berndt. Caries-preventive and remineralizing effect of fluoride gel in orthodontic patients after 2 years. *Clin Oral Investig*, 2011.
- [57] U. Stratmann, K. Schaarschmidt, H. Wegener, and U. Ehmer. The extent of enamel surface fractures. a quantitative comparison of thermally debonded ceramic and mechanically debonded metal brackets by energy dispersive micro- and image-analysis. *Eur J Orthod*, 18(6):655–62, 1996.
- [58] K. Strobl, T. L. Bahns, L. Willham, S. E. Bishara, and W. C. Stwalley. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 101(2):152–8, 1992.
- [59] J. W. Strutt. On the theory of resonance. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 161:77–118, 1871.
- [60] R. Tomizuka, Y. Shimizu, H. Kanetaka, A. Suzuki, S. Urayama, M. Kikuchi, H. Mitani, and K. Igarashi. Histological evaluation of the effects of initially light and gradually increasing force on orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*, 77(3):410–6, 2007.
- [61] M. von Bohl and A. M. Kuijpers-Jagtman. Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. *Eur J Orthod*, 31(1):30–6, 2009.
- [62] H. H. Xu, D. T. Smith, S. Jahanmir, E. Romberg, J. R. Kelly, V. P. Thompson, and E. D. Rekow. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*, 77(3):472–80, 1998.



## 11 Tabellenverzeichnis

1 Materialeigenschaften . . . . .	36
2 Übersicht aller Messergebnisse der Versuchsreihen . . . . .	78

## 12 Abbildungsverzeichnis

1 Unkomplizierte Fraktur von Zahn 33 beim Debonding-Versuch eines adhäsiv befestigten orthodontischen Brackets [39] . . . . .	11
2 Prognose zur Weiterentwicklung der heute verfügbaren Computertechnologie unter Annahme des Mooreschen Gesetzes [47] mit einer Verdopplungszeit von 12, 18 oder 24 Monaten . . . . .	19
3 Spannungs-Dehnungs-Diagramm . . . . .	21
4 Querkontraktionszahl und Dehnungsverhalten . . . . .	22
5 Inhomogenität menschlicher Gewebe, elektronenmikroskopische Aufnahmen [22] [33] . . . . .	25
6 Anatomisches Präparat eines Unterkiefers . . . . .	28
7 Aufbereitung der Röntgendaten zur Modellerstellung . . . . .	29
8 Arbeitsschritte der Modellerstellung von Zahn 44 . . . . .	31
9 CAD-Modell mit Kiefersegment, Zahn 44 und Bracket . . . . .	32
10 FEM-Modell mit Kiefersegment, Zahn 44 und Bracket . . . . .	33
11 Graphische Animation des Abschervorgangs . . . . .	39
12 Umsetzung des Abschervorgangs im Modell . . . . .	39
13 Graphische Animation der Bracketkompression . . . . .	41
14 Umsetzung der Bracketkompression im Modell . . . . .	41
15 Graphische Animation der oro-vestibulären Rotation . . . . .	43

---

16 Umsetzung der oro-vestibulären Rotation im Modell . . . . .	43
17 Graphische Animation der mesio-distalen Rotation . . . . .	45
18 Umsetzung der mesio-distalen Rotation im Modell . . . . .	45
19 Graphische Animation der Zugkraft . . . . .	47
20 Umsetzung der Zugkraft im Modell . . . . .	47
21 Spannungen im Schmelz und Komposit bei Anwendung der Scher- kraft . . . . .	49
22 Spannungen im Parodont und Knochen bei der Applikation der Scherkraft . . . . .	50
23 Boxplot der Spannungen bei der Anwendung der Scherkraft . . . .	51
24 Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Kompression der Bracketflügel . . . . .	53
25 Spannungen im Parodont und Knochen bei der Kompression der Bracketflügel . . . . .	54
26 Boxplot der Spannungen bei der Kompression der Bracketflügel . .	55
27 Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse . . . . .	57
28 Spannungen im Parodont und Knochen bei der Drehung des Brackets um die oro-vestibuläre Achse . . . . .	58
29 Boxplot der Spannungen bei der Drehung des Brackets um die oro- vestibuläre Achse . . . . .	59
30 Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse . . . . .	61
31 Spannungen im Parodont und Knochen bei der Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse . . . . .	62
32 Boxplot der Spannungen bei der Drehung des Brackets um die mesio-distale Achse . . . . .	63

---

33	Spannungen im Schmelz und Komposit bei der Anwendung der Zugkraft . . . . .	65
34	Spannungen im Parodont und Knochen bei der Anwendung der Zugkraft . . . . .	66
35	Boxplot der Spannungen bei der Anwendung der Zugkraft . . . . .	67
36	Verlauf der Spannungen bei unterschiedlichen Belastungsarten für die jeweils 1.-200. und 1.-40000. höchsten Messwerte . . . . .	68
37	Vergleich der Spannungen im Schmelz . . . . .	70
38	Übersicht der Spannungen im Zahnschmelz bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung . . . . .	71
39	Vergleich der Spannungen im Komposit . . . . .	72
40	Übersicht der Spannungen im Befestigungskomposit bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung . . . . .	73
41	Vergleich der Spannungen im Parodont . . . . .	74
42	Spannungen im Parodont bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung . . . . .	75
43	Vergleich der Spannungen im Knochen . . . . .	76
44	Spannungen im Alveolarknochen bei den verschiedenen Arten der Bracketentfernung . . . . .	77

## 13 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn OA PD Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg, der mir die Auswahl des Dissertationsthemas überließ und mich stets motiviert und gefördert hat.

Für die Bereitstellung der Software möchte ich mich bei Visage Imaging, INUS Technology, Autodesk, ANSYS und dem Leibniz-Rechenzentrum bedanken.

Herzlich danken möchte ich meinen Eltern, die mir das Studium und damit die Grundlage zur Dissertation ermöglicht haben.